



**INSTITUTO SUPERIOR DE CIÊNCIAS DA SAÚDE
EGAS MONIZ**

MESTRADO INTEGRADO EM MEDICINA DENTÁRIA

**CONSEQUÊNCIAS DA EXPOSIÇÃO CONTÍNUA AO REFLUXO
GASTROESOFÁGICO SIMULADO NA SUPERFÍCIE DE RESINAS
COMPOSTAS**

Trabalho submetido por
Moritz Steinhausen
para a obtenção do grau de Mestre em Medicina Dentária

setembro de 2017



INSTITUTO SUPERIOR DE CIÊNCIAS DA SAÚDE EGAS MONIZ

MESTRADO INTEGRADO EM MEDICINA DENTÁRIA

CONSEQUÊNCIAS DA EXPOSIÇÃO CONTÍNUA AO REFLUXO GASTROESOFÁGICO SIMULADO NA SUPERFÍCIE DE RESINAS COMPOSTAS

Trabalho submetido por
Moritz Steinhausen
para a obtenção do grau de Mestre em Medicina Dentária

Trabalho orientado por
Prof. Doutor Ignacio Barbero

e coorientado por
Prof. Doutor Paulo Maurício, Prof. Doutor Francisco Martins

setembro de 2017

AGRADECIMENTOS

Ao meu orientador, Prof. Doutor Ignacio Barbero, pela disponibilidade no apoio deste projeto.

Aos meus co-orientadores, Prof. Doutor Francisco Martins, e ao Prof. Doutor Paulo Maurício, por toda a disponibilização, ajuda e esclarecimentos. Obrigado também pela amizade e pelo exemplo profissional e académico que demonstram ser. Quero também agradecer ao Prof. Doutor José Reis por toda a ajuda e disponibilização.

À Bruna, por todo o amor e carinho, por me aturar durante este tempo todo, pelo suporte em tempos difíceis, e pela ajuda indispensável no meu percurso académico.

Aos meus pais e aos meus irmãos, por terem tornado este percurso possível e mais alegre.

Aos meus amigos e colegas de curso, em particular ao Pedro, Ivo e Filipa e Ricardo pela ajuda e amizade.

Aos meus colegas de tese, João e Maria, pela ajuda na realização deste trabalho.

Ao NanoMatLab, do Instituto Superior Técnico, Universidade de Lisboa, e em particular à Catarina, pela ajuda técnica e por terem proporcionado as instalações.

RESUMO

Os pacientes que desenvolvem refluxo gastroesofágico têm uma exposição incomum dos tecidos orais ao ácido clorídrico, levando à erosão dentária e à degradação dos materiais dentários restauradores. Este estudo teve como objetivo avaliar o efeito da exposição contínua ao ácido clorídrico na superfície de uma resina composta ao longo do tempo estabelecido.

Discos de resina composta foram obtidos e divididos em 48 amostras que foram polidas, numeradas e colocadas continuamente, durante 24 horas ou 7 dias, numa solução de ácido clorídrico (solução teste) ou em saliva artificial (solução controlo). Ao fim do tempo decorrido, foi avaliada a microdureza de *Vickers* com um microdurómetro; o coeficiente de atrito com um nanotribómetro; e a rugosidade de superfície com um microscópio de força atómica, dentro e fora das pistas de desgaste efetuadas pelo nanotribómetro.

Entre o grupo exposto durante 24 horas e durante 7 dias, a microdureza diminuiu significativamente na solução teste ($p < 0,05$), e manteve-se na solução controlo; o coeficiente de atrito diminuiu significativamente em ambas as soluções ($p < 0,05$ para a solução controlo; $p = 0,001$ para a solução teste); e a rugosidade diminuiu, sem significância estatística, em ambas as soluções, exceto no interior da pista da solução controlo, onde houve uma diminuição significativa ($p = 0,012$).

Verificou-se que o ácido clorídrico causa alterações a nível da superfície de resinas compostas.

Palavras-chave: Materiais dentários; Ácido clorídrico; Resina composta; Erosão dentária;

ABSTRACT

Patients who develop reflux of stomach contents have an unusual exposure of oral tissues to hydrochloric acid, leading to dental erosion and degradation of restorative dental materials. This study aimed to evaluate the effect of continuous exposure to hydrochloric acid on the surface of a composite resin over time.

Discs were obtained from a composite dental resin and divided in 48 samples, that were polished, grouped and placed continuously, for 24 hours or 7 days, in a control solution containing artificial saliva or a test solution containing hydrochloric acid. After the elapsed time, *Vickers* microhardness of the samples was measured through a microdurometer; coefficient of friction was measured through a nanotribometer; and surface roughness was analyzed through an atomic force microscope, inside and outside the wear tracks made by the nanotribometer.

Between the group exposed for 24 hours and for 7 days, microhardness decreased significantly in the test solution ($p < 0,05$), and remained equal in the control solution; the coefficient of friction decreased in both solutions ($p < 0,05$ for the control solution; $p = 0,001$ for the test solution); and the roughness decreased, without statistical significance, in both solutions, except inside the wear tracks of the control solution, where there was a statistically significant decrease ($p = 0,012$).

It has been found that hydrochloric acid causes changes of the surface of composite resins.

Keywords: Dental materials; Hydrochloric acid; Composite resin; Dental erosion;

INDICE GERAL

I. INTRODUÇÃO	13
1. O Refluxo Gastroesofágico	13
1.1 Definição e Classificação	13
1.2. Prevalência da DRGE e Fatores de Risco	13
1.3. Patofisiologia da DRGE	14
1.4. Manifestações da DRGE	17
1.5. Diagnóstico da DRGE	19
1.6. Tratamento da DRGE	20
2. Erosão Dentária	20
3. Resinas Compostas	22
3.1. Composição das Resinas Compostas.....	22
4. Avaliação da Superfície das Resinas Compostas	24
4.1. Nanotribologia.....	24
4.2. Microscópio de Força Atômica	25
4.3. Microdureza.....	25
II. OBJETIVO E HIPÓTESES DE ESTUDO.....	27
1. Objetivo Geral	27
2. Objetivos Específicos	27
3. Hipóteses de Estudo	27

III. MATERIAIS E MÉTODOS.....	29
1. Obtenção das Amostras	29
2. Corte das Amostras.....	30
3. Polimento das Amostras	32
4. Soluções de Teste	35
5. Agrupamento das Amostras.....	36
6. Análise das Amostras	38
6.1. Microdureza.....	38
6.2. Nanotribologia	39
6.3. Análise em Microscópio de Força Atômica	41
6.4. Análise Estatística	42
IV. RESULTADOS.....	43
1. Microdureza de Vickers.....	43
2. Coeficiente de Atrito	45
3. Rugosidade	47
3.1. Rugosidade Fora das Pistas de Desgaste	47
3.2. Rugosidade Dentro das Pistas de Desgaste	47
V. DISCUSSÃO	49
VI. CONCLUSÕES.....	53
Perspetivas Futuras	53
VIII. BIBLIOGRAFIA	55

ÍNDICE DE FIGURAS

Figura 1 - Disrupção do equilíbrio na DRGE (Baseado em Menezes & Herbella, 2017)	14
Figura 2 - Síndromes que constituem a DRGE segundo a definição e classificação de Montreal para a DRGE (Baseado em Vakil et. al., 2006)	19
Figura 3 - Microtubo de plástico de dois mililitros (Deltalab, Espanha)	29
Figura 4 - Resina composta Filtek™ Z250 A2 (3M ESPE, Alemanha).....	30
Figura 5 - Elipar™ DeepCure-S (3M ESPE, Alemanha)	30
Figura 6 - Accutom 50 (Struers, Dinamarca) Fechado e Aberto	31
Figura 7 - Discos de resina composta obtidos após corte	31
Figura 8 - Chaves de silicone	32
Figura 9 - Discos de polimento de P600, P1200 e P4000 Grit (Carbimet 2, Buehler, EUA)	32
Figura 10 - Polidora LaboPol-4 (Struers, Dinamarca)	33
Figura 11 - Panos de polimento de 3μ e 1μ (ReflexPad, Presi, França)	33
Figura 12 - Pastas de polimento de 3μ e 1μ (MetaDi® II, Buehler, EUA).....	34
Figura 13 - Microscópio de força atômica (EasyScan2 Flex AFM, Nanosurf, Liestal, Suíça).....	34
Figura 14 - Rugosidade de superfície antes e após o polimento final das amostras.....	35
Figura 15 - Saliva artificial e ácido clorídrico	36
Figura 16 - Recipiente estéril (Delta Lab, Espanha)	37
Figura 17 - Microdurómetro Shimadzu HSV-30 (Shimadzu Corporation, Japan).....	38
Figura 18 - Amostra colocada no medidor de microdureza	39

Figura 19 - Indentação efetuada pelo medidor de microdureza	39
Figura 20 - Nanotribómetro (CSM Instruments SA, Peuseux, Suíça).....	40
Figura 21 - Esfera de Zircónia (Technoball, Montorio, Itália) montada no nanotribómetro	40
Figura 22 - Aquisição de dados pelo AFM (EasyScan2 Flex AFM; Nanosurf AG, Suíça)	41
Figura 23 - Renderização de uma pista de desgaste em 3D e 2D pelo programa WSxM (WSxM solutions, Espanha).....	42
Figura 24 - Microdureza de Vickers.....	44
Figura 25 - Coeficiente de atrito.....	46
Figura 26 - Rugosidade de superfície	48

ÍNDICE DE TABELAS

Tabela 1 - Linhas de defesa da mucosa esofágica (Baseado em Boeckxstaens, 2007; Boeckxstaens & Rohof, 2014; Menezes & Herbella, 2017; Goldman-Cecil, 2016, pp. 897–902).....	15
Tabela 2 - Componentes da “barreira antirefluxo” (Baseado em (Goldman-Cecil, 2016, pp. 897–902; Herbella & Patti, 2010; Menezes & Herbella, 2017)	16
Tabela 3 - Distribuição dos grupos e soluções	37
Tabela 4 - Dureza de Vickers (DV) (média ± desvio padrão).....	43
Tabela 5 - Coeficiente de atrito (μ) (média ± desvio padrão).....	45
Tabela 6 - Rugosidade (μm) (média ± desvio padrão)	48

LISTA DE ABREVIATURAS

AINES – anti-inflamatórios não esteróides

AFM – *atomic force microscope*, microscópio de força atómica

Bis-DMA – dimetacrilato de bisfenol A

Bis-EMA – bisfenol-A-glicil dimetacrilato etoxilado

Bis-GMA – bisfenol-A-glicidil dimetacrilato

DMAPE – 4-n, n-dimetilamino-fenil-etanol

DRGE – doença do refluxo gastroesofágico

EEI – esfíncter esofágico inferior

EGDMA - dimetacrilto de etilenoglicol

h – horas

H⁺ – ião hidrogénio

HCl – ácido clorídrico

HV – *Vickers hardness*, dureza de Vickers

Hz – Hertz

ISO/FEPA – *International Organisation for Standardisation / Federation of European Producers of Abrasives*

M – concentração molar

mM – milimolar

MMA – metacrilato de metilo

mm/s – milímetro por segundo

μ – micrómetro

N – Newton

Ra – rugosidade média de superfície

rpm – rotações por minuto

s – segundo

S. mutans – *Streptococcus mutans*

SPSS – *Statistical Package for the Social Sciences*

TEGMA – trietilenoglicol dimetacrilato

UDMA – uretano dimetacrilato

I. INTRODUÇÃO

1. O Refluxo Gastroesofágico

1.1 Definição e Classificação

Em 2006, e como resultado duma iniciativa que visou estabelecer uma standardização da doença do refluxo gastroesofágico (DRGE), foi criada a *definição e classificação de Montreal para a DRGE* (Vakil et al., 2006). Segundo a definição de Montreal, a DRGE é uma “condição que resulta do refluxo do conteúdo gástrico e que causa sintomas problemáticos e/ou complicações” (Vakil et al., 2006, p. 1900). Importa referir que por “sintomas problemáticos” se entendem sintomas relacionados à DRGE que prejudiquem o bem-estar do indivíduo; os sintomas são considerados problemáticos quando se manifestam duas ou mais vezes por semana, de forma suave, ou quando se manifestam mais do que uma vez por semana de forma moderada a severa. Esta definição, além de incluir indivíduos sintomáticos, permite também incluir indivíduos assintomáticos que se apresentem com complicações inerentes à doença (Vakil et al., 2006).

1.2. Prevalência da DRGE e Fatores de Risco

Uma revisão sistemática relata que a DRGE apresenta uma alta prevalência e afeta sobretudo os países desenvolvidos. Os norte americanos são os mais afetados (18 a 27%), seguindo-se os europeus (8 a 25%), os sul americanos (23%), os australianos (11%) e os oriental-asiáticos (2 a 7%) (Hashem B El-Serag, Sweet, Winchester, & Dent, 2014).

São fatores de risco ao desenvolvimento da DRGE, a obesidade, particularmente a obesidade central, a idade (≥ 50 anos), o consumo de tabaco, a utilização de anti-inflamatórios não-esteróides (AINES) e aspirina, e um baixo nível de educação e económico. É relevante referir que muito provavelmente existem outros fatores de risco envolvidos na patogénese da doença, que são difíceis de identificar em estudos epidemiológicos (Eusebi et al., 2017; Goldman-Cecil, 2016, pp. 897–902).

1.3. Patofisiologia da DRGE

A DRGE tem uma etiologia multifatorial. De uma forma geral, a doença surge como resultado da perda do equilíbrio existente entre mecanismos de defesa da mucosa esofágica e substâncias químicas agressivas provenientes do conteúdo gástrico; e entre o mecanismo valvular e o gradiente de pressão transdiafragmático (Figura 1) (Goldman-Cecil, 2016, pp. 897–902; Herbella & Patti, 2010; Menezes & Herbella, 2017).

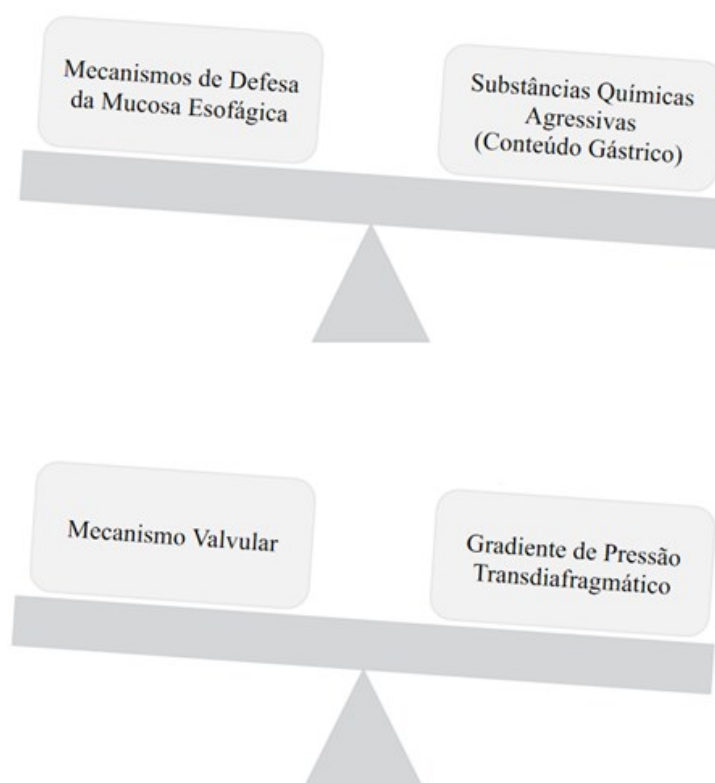


Figura 1 - Disrupção do equilíbrio na DRGE (Baseado em Menezes & Herbella, 2017)

Mucosa Esofágica *versus* Substâncias Químicas Agressivas

A mucosa esofágica constitui-se de três principais linhas de defesa, a defesa pré-epitelial (1); a defesa epitelial (2); e a defesa pós-epitelial (3) (Tabela 1) (Boeckxstaens, 2007; Goldman-Cecil, 2016, pp. 897–902; Menezes & Herbella, 2017).

Tabela 1 - Linhas de defesa da mucosa esofágica (Baseado em Boeckxstaens, 2007; Boeckxstaens & Rohof, 2014; Menezes & Herbella, 2017; Goldman-Cecil, 2016, pp. 897–902).

Defesa Pré-epitelial

A defesa pré-epitelial é representada pelas secreções de glândulas submucosas existentes no esôfago e pela saliva deglutida. A saliva, além de ter composição alcalina, tem também agentes protetores, como a prostaglandina E2, fator de crescimento transformante α , fator de crescimento epidérmico e mucina.

Defesa Epitelial

A defesa epitelial é responsável por atuar em três frentes contra o íão hidrogénio (H^+):

- Impede a entrada do H^+ no interior da célula, com as membranas celulares e as junções intercelulares *tight junction* a funcionar como barreira;
 - É composta por soluções tamponantes intercelulares e intracelulares, caso o H^+ consiga alcançar o interior da célula;
 - As membranas das células que compõem este epitélio têm transportadores de iões capazes de remover o H^+ do interior celular.
-

Defesa Pós-Epitelial

A defesa pós-epitelial compreende os capilares sanguíneos, responsáveis por transportar o íão bicarbonato, que tem uma ação neutralizante do H^+ .

Quando o excesso de refluxo gastroesofágico contrabalança a capacidade de defesa da mucosa, o ácido clorídrico (HCl) e a pepsina que compõem o conteúdo gástrico danificam as junções intercelulares *tight junction*, aumentando a permeabilidade entre as células e dilatando os espaços intercelulares do epitélio esofágico. Com o espaço intercelular dilatado, a difusão de agentes nocivos está facilitada. Estes agentes nocivos, além de terem uma ação prejudicial direta sobre as células, estimulam também a produção de quimiocinas; estas últimas atraem mediadores inflamatórios que, por sua vez, danificam a mucosa esofágica (Goldman-Cecil, 2016, pp. 897–902; Herbella & Patti, 2010; Menezes & Herbella, 2017).

A inflamação esofágica pode estimular nociceptores, causando sintomas e alterando a motilidade do esôfago. A estimulação dos nociceptores por agentes inflamatórios poderá explicar a existência de manifestações da DRGE mesmo quando não há lesão aparente a

nível do esôfago (Goldman-Cecil, 2016, pp. 897–902; Menezes & Herbella, 2017; Miwa, Kondo, & Oshima, 2016).

Mecanismo Valvular *versus* Gradiente de Pressão Transdiafragmático

Fisiologicamente, o esôfago está separado do estômago através de um complexo e eficiente mecanismo valvular, que atua como barreira física e impede o refluxo do conteúdo gástrico. Os componentes desta “barreira antirefluxo” incluem o esfíncter esofágico inferior (EEI), o diafragma, a parte abdominal do esôfago, as válvulas de Gubaroff, o ângulo de His e a membrana frenoesofágica (Tabela 2) (Goldman-Cecil, 2016, pp. 897–902; Herbella & Patti, 2010; Menezes & Herbella, 2017).

Tabela 2 - Componentes da “barreira antirefluxo” (Baseado em (Goldman-Cecil, 2016, pp. 897–902; Herbella & Patti, 2010; Menezes & Herbella, 2017)

Esfíncter esofágico inferior (EEI), cuja musculatura coordena a passagem do bolo alimentar para o estômago

Diafragma crural, cuja inserção faz com que se comporte como um componente extrínseco do EEI

Parte abdominal do esôfago, que apresenta um lúmen mais estreito devido à pressão positiva abdominal

Válvulas de Gubaroff, que são pregas de mucosa esofágica existentes na junção gastro-esofágica

Ângulo de His, um ângulo agudo existente na junção entre o esôfago e o estômago

Membrana frenoesofágica, que fixa a porção distal do esôfago ao diafragma, e transmite a pressão positiva abdominal desde o hiato esofágico até à porção do esôfago mais superior onde se vai inserir

Em contraposição ao mecanismo valvular, a pressão abdominal, sendo positiva, propicia o retorno do conteúdo gástrico ao esôfago; analogamente, a pressão torácica negativa tem tendência a puxar o conteúdo gástrico (Herbella & Patti, 2010; Menezes & Herbella, 2017).

Assim, e considerando que o refluxo é impedido pelo equilíbrio fisiológico que existe entre o mecanismo valvular e a pressão transdiafragmática, a DRGE pode ter na sua origem uma válvula cuja função se encontre anormal e/ou um gradiente de pressão transdiafragmático aumentado que se sobreponha à capacidade do mecanismo valvular (Goldman-Cecil, 2016, pp. 897–902; Menezes & Herbella, 2017).

Um fundamental componente do mecanismo antirefluxo, e que não foi ainda referido, são os movimentos peristálticos do esófago, que promovem o esvaziamento do esófago e do refluxo gastroesofágico (Herbella & Patti, 2010; Menezes & Herbella, 2017). Entre 40 a 50% dos pacientes com DRGE possuem movimentos peristálticos anormais (Diener, Patti, Molena, Fisichella, & Way, 2001). Quando os movimentos peristálticos se encontram alterados, o esvaziamento esofágico é mais moroso e, como tal, o conteúdo do refluxo encontra-se mais tempo em contacto com a mucosa esofágica. Estes pacientes têm, por esse motivo, uma maior tendência a sofrer lesões na mucosa (Herbella & Patti, 2010; Menezes & Herbella, 2017). De facto, Diener et. al (2001) mostraram que um peristaltismo alterado está associado a uma DRGE mais severa. Note-se, no entanto, que não está ainda esclarecido se a dismotilidade é resultado da inflamação causada pela DRGE ou se é causa da DRGE (Herbella & Patti, 2010).

1.4. Manifestações da DRGE

A sintomatologia típica da DRGE compreende a azia, ou sensação de ardor na zona retrosternal; e a regurgitação, que consiste na perceção de fluxo do conteúdo gástrico na boca ou hipofaringe. Sintomas atípicos incluem dor torácica não cardíaca, disfagia e odinofagia (Goldman-Cecil, 2016, pp. 897–902; Klauser, Schindlbeck, & Muller-Lissner, 1990; Kroch & Madanick, 2017; Vakil et al., 2006).

A *definição e classificação de Montreal* organizou as manifestações associadas à DRGE em distintos conjuntos de síndromes. Assim, existem dois grandes grupos de síndromes; as **esofágicas** e as **extra-esofágicas**. No que concerne às síndromes esofágicas, indivíduos que apresentem sintomatologia esofágica, mas sem sinal de lesão no esófago, incluem-se no grupo das **síndromes esofágicas sintomáticas**; indivíduos que apresentem danos a nível da mucosa do esófago são incluídos no grupo das **síndromes esofágicas com lesão esofágica**.

As **síndromes esofágicas sintomáticas**, por sua vez, englobam a **síndrome de refluxo típico**, com a sintomatologia típica já referida; e a **síndrome de dor torácica associado ao refluxo**, em que a dor torácica se sobrepõe à sintomatologia típica (Goldman-Cecil, 2016, pp. 897–902; Vakil et al., 2006).

As **síndromes esofágicas com lesão esofágica** ocorrem quando o excesso de refluxo do conteúdo gástrico ultrapassa a capacidade de proteção da mucosa do esôfago, sendo a erosão esofágica evidente na endoscopia. A agressão à mucosa esofágica pode manifestar-se como esofagite de refluxo; estenose, um estreitamento do esôfago causado pela fibrose da mucosa; esôfago de Barrett, ou metaplasia colunar; e adenocarcinoma esofágico (Goldman-Cecil, 2016, pp. 897–902; Kroch & Madanick, 2017; Vakil et al., 2006). A esofagite de refluxo é o tipo de lesão esofágica mais comum associada à DRGE (Berstad & Hatlebakk, 1995).

Relativamente às **síndromes extra-esofágicas**, estas englobam um grupo de manifestações que poderão estar associadas à doença, e outro grupo de manifestações que já provaram estar associadas à doença, como a tosse crônica, laringite crônica, asma, cáries e erosões dentárias. Note-se, no entanto, que estas manifestações são mais provavelmente associadas à DRGE quando a sintomatologia típica se encontra presente, dado que são processos multifatoriais em que o refluxo gastroesofágico é um agravante e não a causa única (H B El-Serag & Sonnenberg, 1997; Hashem B El-Serag, Gilger, Kuebeler, & Rabeneck, 2001; Sontag et al., 2003; Vakil et al., 2006).

A Figura 2 resume a classificação das manifestações clínicas da DRGE segundo Vakil et. al (2006).

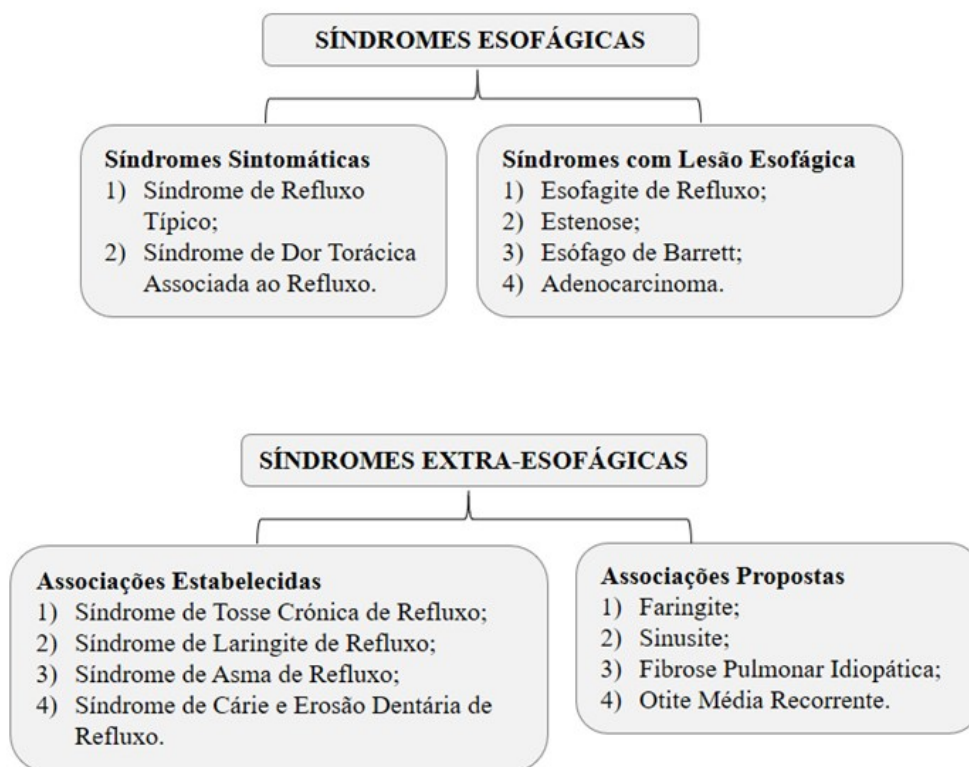


Figura 2 - Síndromes que constituem a DRGE segundo a *definição e classificação de Montreal* para a DRGE (Baseado em Vakil et. al., 2006)

1.5. Diagnóstico da DRGE

Quando a DRGE está associada aos seus típicos sinais e sintomas, como azia ou regurgitação ácida, que respondem à terapia antissecretória, nenhuma avaliação diagnóstica é necessária. (Kahrilas, Shaheen, & Vaezi, 2008)

Em indivíduos que não respondem ao tratamento dentro de 4 a 8 semanas, ou têm sintomas mais graves, tais como perda de peso, disfagia, azia persistente ou sangramento gastrointestinal, deve ser realizado um exame endoscópico, que permite o diagnóstico de patologias associadas e complicações, como esofagite de refluxo, estenose péptica e esôfago de Barret (Goldman-Cecil, 2016, pp. 897–902).

Uma biópsia da mucosa esofágica pode ser importante para excluir patologias facilmente confundidas com a DRGE, como a esofagite eosinofílica. A monitorização transnasal do pH esofágico durante 24 ou 48 horas pode fornecer informação adicional importante, como a exposição anormal do esófago ao ácido e o estabelecimento de uma relação entre sintomas e episódios de refluxo (Goldman-Cecil, 2016, pp. 897–902; Vakil et al., 2006).

1.6. Tratamento da DRGE

O tratamento da DRGE passa por (Goldman-Cecil, 2016, pp. 897–902; Sigterman, Van Pinxteren, Bonis, Lau, & Numans, 2013):

- Evitar a ingestão de alimentos ou bebidas que provocam sintomas, como álcool, café, alimentos picantes, e a ingestão de refeições tardias;
- Elevação da cabeça à noite, em pacientes com regurgitação noturna;
- Perda de peso em pacientes obesos, dado que há associação entre a obesidade e a DRGE;
- Inibição da secreção gástrica (com inibidores da bomba de prótons e antagonistas do recetor H2);
- Cirurgia antirrefluxo.

Os pacientes com DRGE reagem bem ao tratamento conservador e à medicação antissecretória. Quando a cirurgia é necessária, o resultado é frequentemente favorável (Goldman-Cecil, 2016, pp. 897–902; Heading, Mönnikes, Tholen, & Schmitt, 2011; Hofstetter et al., 2001).

2. Erosão Dentária

A DRGE tem, a nível da cavidade oral, algumas manifestações, que incluem a halitose, sensação de queimadura, disgeusia, xerostomia, ulcerações mucosas e erosão dentária (Lo Russo et al., 2008).

A erosão dentária é definida como a perda progressiva e irreversível de estrutura dentária, através de um processo químico não induzido por bactérias (Barron, Carmichael, Marcon,

& Sándor, 2003; Jens Jorgan Pindborg, 1995). O processo erosivo inicia-se como uma desmineralização superficial da camada de esmalte que, progredindo, pode causar a dissolução das camadas mais profundas da estrutura dentária. Ácidos que apresentem um pH inferior a 5.5 (pH crítico do esmalte) são capazes de dissolver os cristais de hidroxiapatite; o conteúdo do refluxo gástrico, com um pH inferior a 2.0, tem a capacidade de causar erosão dentária (Barron et al., 2003; Lazarchik & Filler, 2000; Marsicano et al., 2013).

Quando a erosão dentária tem causa intrínseca, como a DRGE, as alterações dentárias manifestam-se após um a dois anos de contacto frequente (várias vezes por semana) entre os ácidos e a estrutura dentária (Reston, Closs, Luiz, & Busato, 2010). A regurgitação ou refluxo gastroesofágico é a mais importante fonte intrínseca de erosão dentária. (Staufenbiel, Adam, Deac, Geurtsen, & Günay, 2015).

O tratamento da erosão dentária é, numa primeira instância, eliminar a causa. Assim, o paciente com DRGE deverá ser encaminhado para o gastroenterologista. Entretanto, a função do médico-dentista é impedir a progressão da erosão. Para tal, é importante neutralizar os efeitos do ácido, estimulando o fluxo salivar e a capacidade tampão da saliva, e aumentando a resistência da estrutura dentária ao ácido. Quando a perda de estrutura é severa, devem ser considerados tratamentos restauradores para reabilitar a estética e função (Barron, Carmichael, Marcon, & Sándor, 2003; Roque et al., 2015; Yip, Smales, & Kaidonis, 2003).

O material restaurador utilizado sobre lesões erosivas tem um papel importante na durabilidade da restauração. A resistência do material restaurador ao ácido é um critério que deve ser considerado, devido à presença residual de ácido (Barron et al., 2003; Roque et al., 2015). Técnicas biomiméticas e minimamente invasivas para restauração de lesões erosivas utilizam resinas compostas, para defeitos mais pequenos, e cerâmica para restaurações extensas (Barron et al., 2003; Peumans, M., Van Meerbeek, B., Lambrechts, P. and Vanherle, 1997).

Importa saber se os ácidos que estão na origem da erosão dentária também podem causar alterações sobre os materiais restauradores. Segundo um estudo de Correr *et. al.* (2012), os ácidos são capazes de modificar as propriedades das resinas compostas, conduzindo à degradação da sua matriz resinosa e exposição das partículas de carga inorgânica.

3. Resinas Compostas

As resinas compostas melhoraram consideravelmente desde que foram introduzidas na medicina dentária, tendo uma excelente aceitação por parte dos médicos dentistas, que podem usá-las para uma variedade de procedimentos clínicos (Ferracane, 2011; Münchow et al., 2014).

Em contato com o ambiente oral, as resinas compostas sofrem desgaste e são afetadas por substâncias químicas, que atuam na superfície do material. Uma grande diversidade de substâncias presentes no ambiente oral, como água, saliva, ácidos, bases, sais e álcoois, estão relacionados com a redução da dureza, resistência à flexão e módulo de flexão das resinas compostas (Münchow et al., 2014; Sideridou & Karabela, 2011).

3.1. Composição das Resinas Compostas

As resinas compostas podem ter variadas formulações, dependendo do seu objetivo de utilização (selantes, restaurações provisórias, restaurações definitivas, entre outros). As suas propriedades mecânicas, físicas e estéticas, bem como o seu comportamento clínico, dependem da sua estrutura (A. H. García et al., 2006). São constituídas por três materiais quimicamente diferentes, nomeadamente (A. H. García et al., 2006; Ferracane, 2011):

- A matriz orgânica ou fase orgânica;
- A matriz inorgânica ou fase dispersa;
- Agente de união para unir as duas fases.

Fase Orgânica

A fase orgânica é composta por um sistema mono-, di- ou tri-mérico de monómeros funcionais e por um sistema de iniciação da polimerização; no caso das resinas compostas fotopolimerizáveis, o iniciador é uma canforoquina, utilizada em combinação com um agente redutor, uma amina alifática terciária (4-n, n-dimetilamino-fenil-etanol, DMAPE); no caso de resinas quimicamente polimerizáveis, o iniciador é o peróxido de benzoílo,

utilizado em combinação com uma amina terciária aromática (n, n-di-hidroxietil-p-toluidina) (J. C. D. M. García, 1999).

O monómero mais utilizado na composição das resinas compostas, e que pode constituir cerca de 20% do material, é o bis-GMA (A. H. García et al., 2006). Sendo a resina composta altamente viscosa, para facilitar o processo de fabrico e de manuseamento clínico, ela é diluída com outros monómeros de baixa viscosidade (ou de baixo peso molecular), que são considerados controladores da viscosidade, tais como: dimetacrilato de bisfenol A (Bis-DMA), dimetacrilato de etilenoglicol (EGDMA), dimetacrilato de trietileno glicol (TEGDMA), metacrilato de metilo (MMA) ou uretano dimetacrilato (UDMA) (A. H. García et al., 2006; Holter, Frey, & Mulhaupt, 1997).

Fase Dispersa

A fase dispersa é constituída por partículas de carga inorgânica, que determinam as propriedades físicas e mecânicas do compósito (Labella, Lambrechts, Meerbeek, & Vanherle, 1999). Quanto maior for a percentagem de partículas de carga inorgânica adicionadas à fase orgânica, melhores são as suas propriedades físicas e mecânicas (Labella et al., 1999).

Por um lado, as partículas de carga inorgânica reduzem o coeficiente de expansão térmico e a contração de polimerização do compósito. Por outro lado, oferecem radiopacidade e um melhor manuseamento do material (Labella et al., 1999).

As partículas de carga inorgânica variam na sua dimensão, composição química e morfológica (Xu, 1999). As principais partículas de carga inorgânica são o dióxido de silício, silicatos de boro, silicatos de alumínio e lítio (Xu, 1999).

Agente de União

O agente de união, como o nome indica, permite a união entre a fase orgânica e a fase dispersa. Este agente apresenta numa das suas extremidades um grupo metacrilato, que

possibilita uma ligação covalente à resina, e noutra extremidade um grupo silano, que possibilita uma ligação iónica às partículas de carga inorgânica (Goldstein, 2002).

4. Avaliação da Superfície das Resinas Compostas

4.1. Nanotribologia

O termo tribologia foi inicialmente concebido por Peter Jost em 1990, durante a preparação de um relatório para o Comité do Departamento Inglês de Educação e Ciência. O sentido do termo “tribologia” apresentado por Jost baseava-se no estudo da “interação entre as superfícies em movimento relativo” (Jost, 1990).

Os testes tribológicos de materiais envolvem a interação de superfícies rugosas nas escalas de comprimento micro e manoscópica (Zhou & Zheng, 2008). A tribometria compreende materiais e métodos de medição de forças de fricção entre áreas de contacto, de medição de desgastes, e da rugosidade de superfície (Stoyanov & Chromik, 2017). São testes amplamente utilizados no desenvolvimento de biomateriais, nomeadamente na área da Medicina Dentária, com o intuito de quantificar o desgaste de materiais dentários e, assim, desenvolver e seleccionar os mais resistentes (Stoyanov & Chromik, 2017; Zhou & Zheng, 2008).

Para auxiliar o estudo tribológico, as imagens microscópicas são consideradas um complemento fundamental, essencial à compreensão e leitura detalhada dos estudos tribológicos (Stoyanov & Chromik, 2017).

O nanotribómetro é um instrumento com capacidade de medir, à nano-escala, o desgaste entre superfícies em movimento relativo e forças de atrito (Bhushan, 2011). O nanotribómetro é constituído por um *cantilever*, onde se fixa um contra-corpo, e que está associado a dois sensores óticos capazes de medir a deformação normal e lateral durante o deslizamento da amostra. Apresenta também uma placa onde é colocada a amostra, e que desliza sobre o *cantilever*. A força e amplitude com que a placa desliza são pré definidas (Zivić, Babić, Grujović, & Mitrović, 2010).

4.2. Microscópio de Força Atômica

O Microscópio de Força Atômica (AFM) pode ser utilizado para determinar a rugosidade de uma superfície. Este permite realizar uma caracterização topográfica e morfológica da superfície de materiais através das imagens tridimensionais, de alta resolução, das suas superfícies (Q. J. Wang & Chung, 2013).

É constituído por três elementos (Bhushan, 2011):

- Um foto-detetor de feixe de laser refletido;
- Uma sonda com um *cantilever*, que através da sua ponta (*tip*) varre a superfície da amostra;
- Um material piezoelétrico capaz de se mover em três direções (x,y,z).

À medida que a *tip* varre a superfície, forma-se a imagem. Aquando do teste, são geradas forças de interação entre a *tip* e a superfície da amostra, forças essas que levam à deflexão do *cantilever*. Devido a este movimento, a posição do feixe de laser que incide sobre a amostra altera-se, o que é detetado pelo foto-detetor (Bhushan, 2011).

No que diz respeito aos modos de imagem, existem três modos de classificação, nomeadamente (Q. J. Wang & Chung, 2013);

- Contacto direto (força repulsiva);
- Contacto intermitente;
- Não contacto (força atrativa);

4.3. Microdureza

Os testes de microdureza são utilizados para prever a resistência de um material ao desgaste, e a sua capacidade de desgastar ou ser desgastado pelas estruturas dentárias oponentes (Anusavice, Shen, & Rawls, 2013; Chang, Dennison, & Yaman, 2013).

Para testar a dureza de um material, é necessário medir a profundidade ou área de indentação criada por um indentador com forma específica, que atua com força e tempo pré-determinados (Anusavice et al., 2013).

Existem quatro métodos para testar a dureza do material, o de Brinell; o de Rockwell; o de Vickers; e o de Knoop (Anusavice et al., 2013). Cada um destes testes utiliza diferentes critérios, como a força selecionada e a geometria do indentador (L. Wang, D'Alpino, Lopes, & Pereira, 2003).

Em medicina dentária, são utilizados os testes de microdureza de Vickers e de Knoop, capazes de efetuar medições em pequenas áreas; são testes que utilizam cargas inferiores a 9,8N, e cujas indentações produzidas são pequenas, só atingindo profundidades até aos 19µm (Anusavice et al., 2013). Nestes testes, a superfície da amostra em teste é indentada com uma ponta de diamante (uma pirâmide de base triangular, no teste de Vickers) a uma carga pré-determinada; quando a carga é removida, o comprimento das diagonais da indentação é medido com recurso a um microscópio. O valor da microdureza é depois obtido através do rácio entre a carga da indentação e a área indentada (Anusavice et al., 2013; Chuenarrom, Benjakul, & Daosodsai, 2009).

II. OBJETIVO E HIPÓTESES DE ESTUDO

1. Objetivo Geral

Este trabalho teve como objetivo avaliar o efeito da exposição contínua ao ácido clorídrico na superfície de uma resina composta ao fim de 24h e de 7 dias.

2. Objetivos Específicos

Avaliar o coeficiente de atrito da superfície de uma resina composta exposta a uma solução de ácido clorídrico ao fim de 24 horas e de 7 dias;

Avaliar a rugosidade da superfície de uma resina composta exposta a uma solução de ácido clorídrico ao fim de 24 horas e de 7 dias;

Avaliar a microdureza da superfície de uma resina composta exposta a uma solução de ácido clorídrico ao fim de 24 horas e de 7 dias.

3. Hipóteses de Estudo

Hipótese nula: O ácido clorídrico não provoca alterações na superfície da resina composta ao fim de 24 horas e de 7 dias.

Hipótese alternativa: O ácido clorídrico provoca alterações na superfície da resina composta ao fim de 24 horas e de 7 dias.

III. MATERIAIS E MÉTODOS

Todos os seguintes procedimentos foram realizados por um operador treinado.

1. Obtenção das Amostras

Dois microtubos de dois mililitros (Deltalab, Barcelona, Espanha) (Figura 3) foram preenchidos com resina composta (Filtek™ Z250; 3M ESPE, Seefeld, Alemanha) de cor A2 (Figura 4). Um fotopolimerizador (Elipar™ DeepCure-S; 3M ESPE, Alemanha) foi usado por 40 segundos em cada lado, de forma a garantir a correta polimerização da resina composta (Figura 5).



Figura 3 - Microtubo de plástico de dois mililitros (Deltalab, Espanha)



Figura 4 - Resina composta Filtek™ Z250 A2 (3M ESPE, Alemanha)



Figura 5 - Elipar™ DeepCure-S (3M ESPE, Alemanha)

2. Corte das Amostras

A resina foi removida dos tubos e seccionada em discos de 1,5 mm de largura com um micrótomo automático (Accutom-50; Struers, Ballerup, Dinamarca) (Figura 6). O corte foi efetuado usando um disco revestido com diamante refrigerado a água (330 CA, Buehler, Lake Bluff, EUA) a 3300 RPM com uma velocidade de corte de 0,2 mm/s. Foram obtidos dezasseis discos de resina (Figura 7).



Figura 6 - Accutom 50 (Struers, Dinamarca) Fechado e Aberto



Figura 7 - Discos de resina composta obtidos após corte

3. Polimento das Amostras

Para auxiliar o correto polimento dos discos, foram criadas chaves de silicone (Figura 8) (Zhermack Elite HD+ Putty Soft Normal Setting; Zhermack SpA, Badia Polesine, Italia) adaptadas a cada disco.

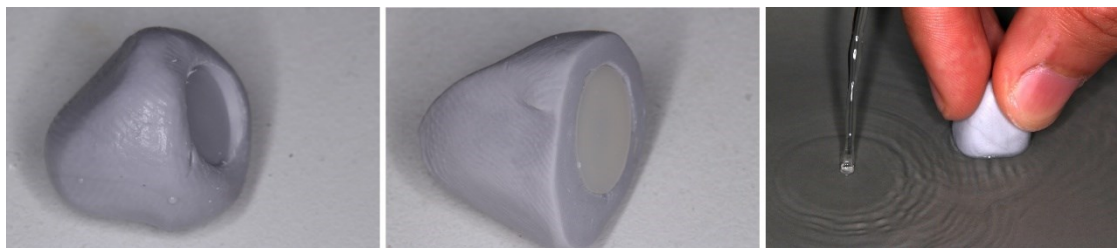


Figura 8 - Chaves de silicone

As amostras foram polidas com discos de polimento de forma sequencial (Carbimet 2, Buehler, EUA) (Figura 9) de grit ISO/FEPA P600, P1200 e P4000, numa polidora automática (LaboPol-4, Struers, Dinamarca) (Figura 10). Para suavizar a superfície, panos de polimento ReflexPad (Presi, Eybens, França) (Figura 11) de 3 μ e 1 μ de granulação com a respectiva pasta de polimento de diamante de 3 μ e 1 μ (MetaDi® II, Buehler, EUA) (Figura 12) foram também utilizados (Cilli, Pereira, & Prakki, 2012; HashemiKamangar, Ghavam, Mirkhezri, & Karazifard, 2015).

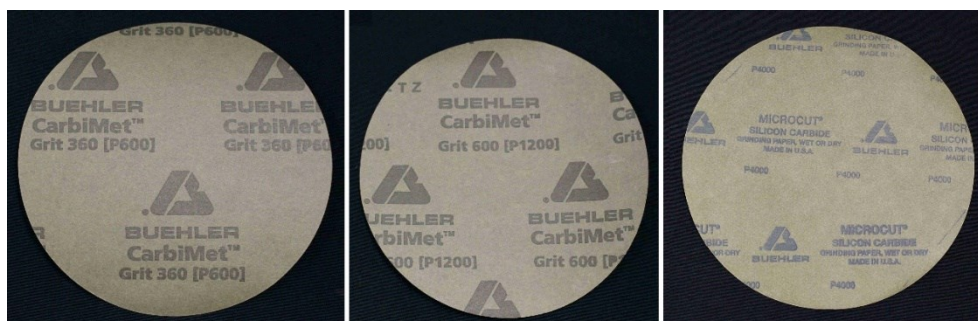


Figura 9 - Discos de polimento de P600, P1200 e P4000 Grit (Carbimet 2, Buehler, EUA)



Figura 10 - Polidora LaboPol-4 (Struers, Dinamarca)



Figura 11 - Panos de polimento de 3 μ e 1 μ (ReflexPad, Presi, França)



Figura 12 - Pastas de polimento de 3 μ e 1 μ (MetaDi® II, Buehler, EUA)

Após a preparação, quatro discos foram selecionados aleatoriamente e submetidos a uma análise num microscópio de força atômica (EasyScan2 Flex AFM, Nanosurf, Liestal, Suíça) (Figura 13). Foram testados três locais aleatórios por amostra para avaliar a qualidade do procedimento de polimento. Assumiu-se que se o valor de Ra fosse inferior a 350 nanómetros, o polimento teria sido correto e todas as amostras aceites para o teste (Botta, Duarte, Filho, & Gheno, 2008; Kakaboura, Fragouli, Rahiotis, & Silikas, 2007). A Figura 14 mostra a rugosidade de superfície antes e após o polimento final.

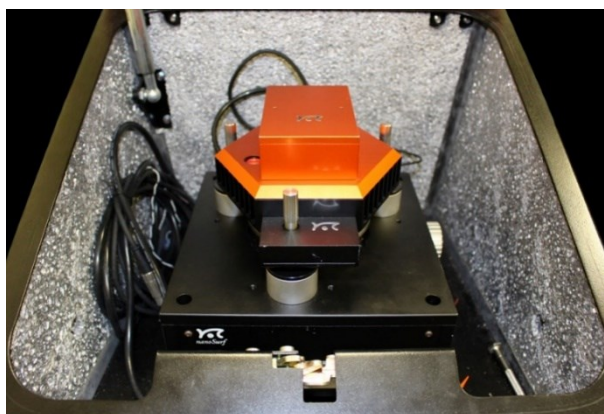


Figura 13 - Microscópio de força atômica (EasyScan2 Flex AFM, Nanosurf, Liestal, Suíça)

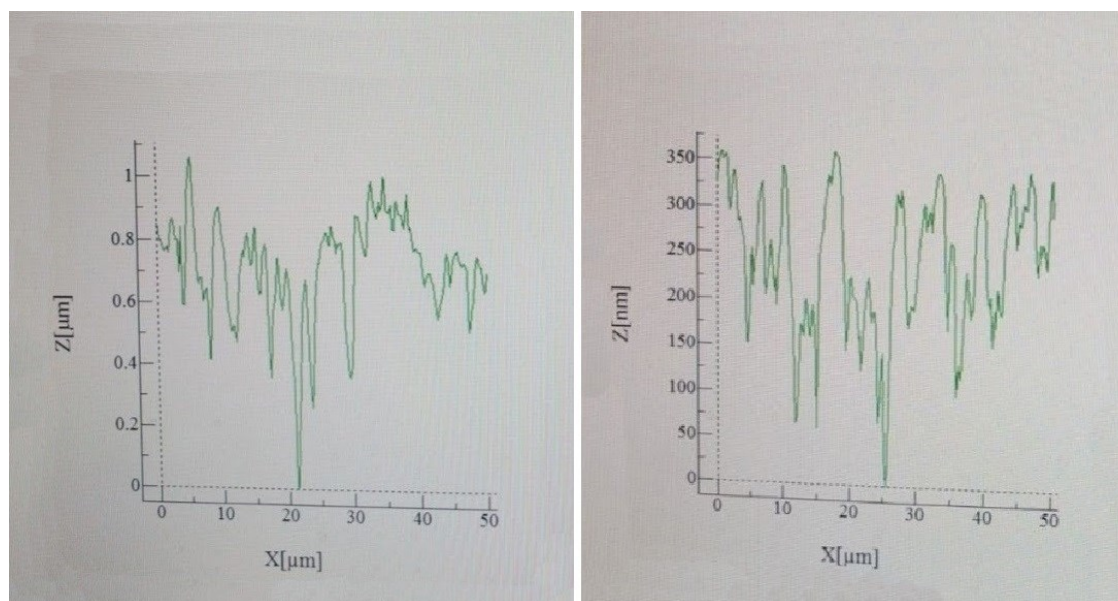


Figura 14 - Rugosidade de superfície antes e após o polimento final das amostras

4. Soluções de Teste

Como solução controle foi utilizada saliva artificial (Figura 15), como substituto da saliva humana, de forma a simular o ambiente existente na cavidade oral. A saliva artificial foi elaborada em ambiente laboratorial, de forma similar à solução de Fusayama-Mayer, com um pH de 6.3 (Heravi, Moayed, & Mokhber, 2015; Knutson & Berzins, 2012).

Como solução de teste foi utilizado ácido clorídrico (Figura 15), de forma a simular o ataque ácido ao qual as resinas compostas estão submetidas em pacientes com DRGE. O ácido clorídrico foi elaborado em ambiente laboratorial com uma concentração de 0,06M e um pH de 1.4 (AnalaR Normapur, VWR Chemicals, Fontenay-sous-Bois, France) (Cheung, Zid, Hunt, & McIntyre, 2005; Jones, Lekkas, Hunt, McIntyre, & Rafir, 2002).



Figura 15 - Saliva artificial e ácido clorídrico

5. Agrupamento das Amostras

Após preparação, cada disco foi dividido em três áreas distintas, perfazendo um total de quarenta e oito amostras. As amostras foram numeradas aleatoriamente e distribuídas por quatro grupos distintos: G1-24 horas em solução controle; G1-7 dias em solução controle; G2-24 horas em solução teste e G2-7 dias em solução teste, como representado na Tabela 3. Cada grupo de amostras ($n=12$), foi armazenado num recipiente estéril (Delta Lab, Espanha) (Figura 16).



Figura 16 - Recipiente estéril (Delta Lab, Espanha)

O grupo 1 foi utilizado como grupo controlo, e as suas amostras foram submersas em 5 ml de saliva artificial (pH = 6.3) durante 24 horas ou 7 dias. O grupo 2 foi utilizado como grupo teste, e as suas amostras colocadas em 5 ml de ácido clorídrico (pH = 1.4) durante 24 horas ou 7 dias. A Tabela 3 sumariza a distribuição dos grupos. Após o tempo decorrido, as amostras foram lavadas com água desionizada e armazenadas em ambiente seco.

Tabela 3 - Distribuição dos grupos e soluções

Grupo	Tempo	Solução	<i>n</i>
G1	24 horas	Saliva artificial	12
	7 dias	Saliva artificial	12
G2	24 horas	Ácido clorídrico 0,06M a pH 1.4	12
	7 dias	Ácido clorídrico 0,06M a pH 1.4	12

6. Análise das Amostras

6.1. Microdureza

A microdureza das amostras foi medida por um microdurómetro (Shimadzu HSV-30, Shimadzu Corporation, Kyoto, Japan) (Figura 17). A força aplicada foi de 29,42N durante 5s. Cada amostra foi testada nas suas extremidades em quatro pontos aleatórios e calculada a média aritmética (Anusavice et al., 2013) (Figura 18 e Figura 19).

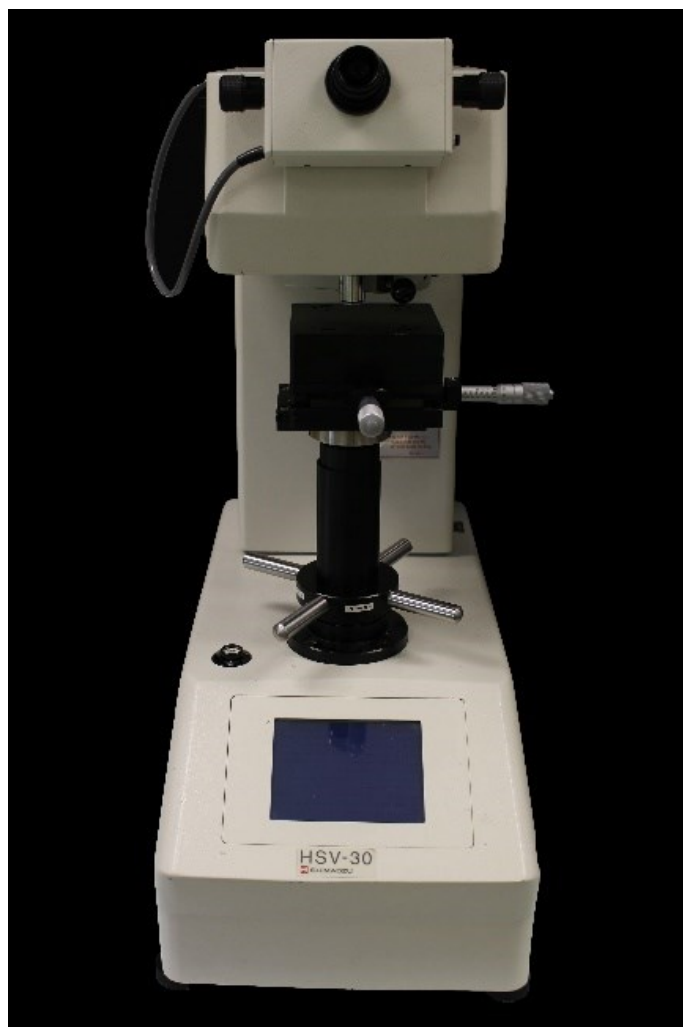


Figura 17 - Microdurómetro Shimadzu HSV-30 (Shimadzu Corporation, Japan)

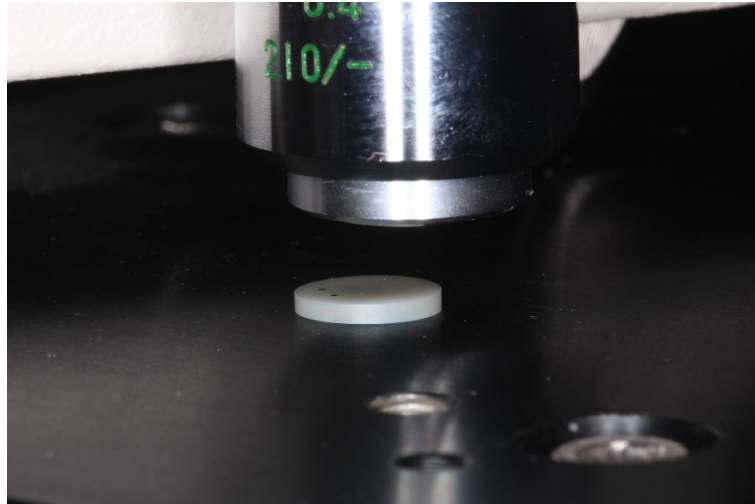


Figura 18 - Amostra colocada no medidor de microdureza

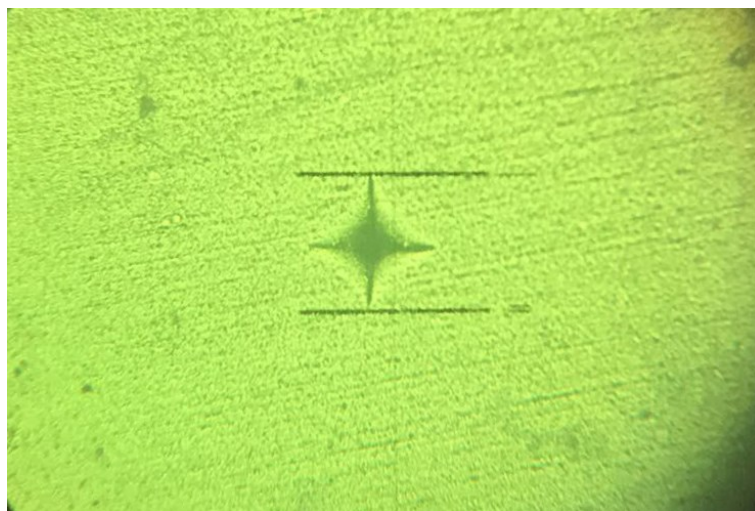


Figura 19 - Indentação efetuada pelo medidor de microdureza

6.2. Nanotribologia

As amostras foram submetidas a um desgaste nanotribológico (Nano-Tribometer; CSM Instruments SA, Peuseux, Suíça) (Figura 20). As pistas de desgaste foram efetuadas utilizando-se como contra-corpo uma esfera de zircónia (Technoball, Montorio, Itália) com 3 mm de diâmetro (Figura 21). Os ensaios foram realizados em ambiente seco, à temperatura ambiente (22°C) com uma força aplicada de 60 mN, a 0,65 cm/s e em

movimento recíproco com amplitude de 1mm a 2,12Hz, perfazendo um total de 3200 ciclos em 25 minutos. Os dados foram capturados pelo software InstrumeX v4.4 (CSM Instruments SA, Suíça) e posteriormente exportados para o software Microsoft Excel v12.0 (Microsoft Corporation, EUA). Para cada disco foram realizadas três pistas de desgaste em três áreas diferentes, perfazendo um total de doze pistas por grupo.

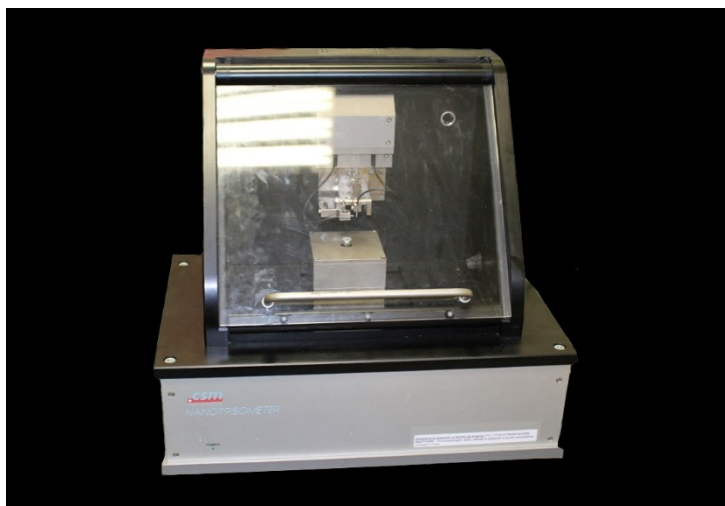


Figura 20 - Nanotribómetro (CSM Instruments SA, Peuseux, Suíça)



Figura 21 - Esfera de Zircónia (Technoball, Montorio, Itália) montada no nanotribómetro

6.3. Análise em Microscópio de Força Atómica

A rugosidade de superfície (Ra – rugosidade média de superfície) foi medida em quatro amostras por grupo. Uma pista de desgaste foi seleccionada e analisada no microscópio de força atómica (EasyScan2 Flex AFM; Nanosurf AG, Suíça), utilizando-se pontas de silício (PPP-CONTSC-10; Nanosensors, Neuchâtel, Suíça), em ambiente seco, à temperatura ambiente (22°C), em modo de contacto, aplicando-se uma força de 25mN e uma velocidade de 1Hz. Foram efetuados quatro varrimentos, dois dentro da pista de desgaste seleccionada e dois fora da pista de desgaste, por amostra. Deste modo, foram obtidas quatro imagens de 10 μ m² por amostra. Adicionalmente, efetuou-se uma imagem de 100 μ m² por amostra, para avaliar a taxa de desgaste.

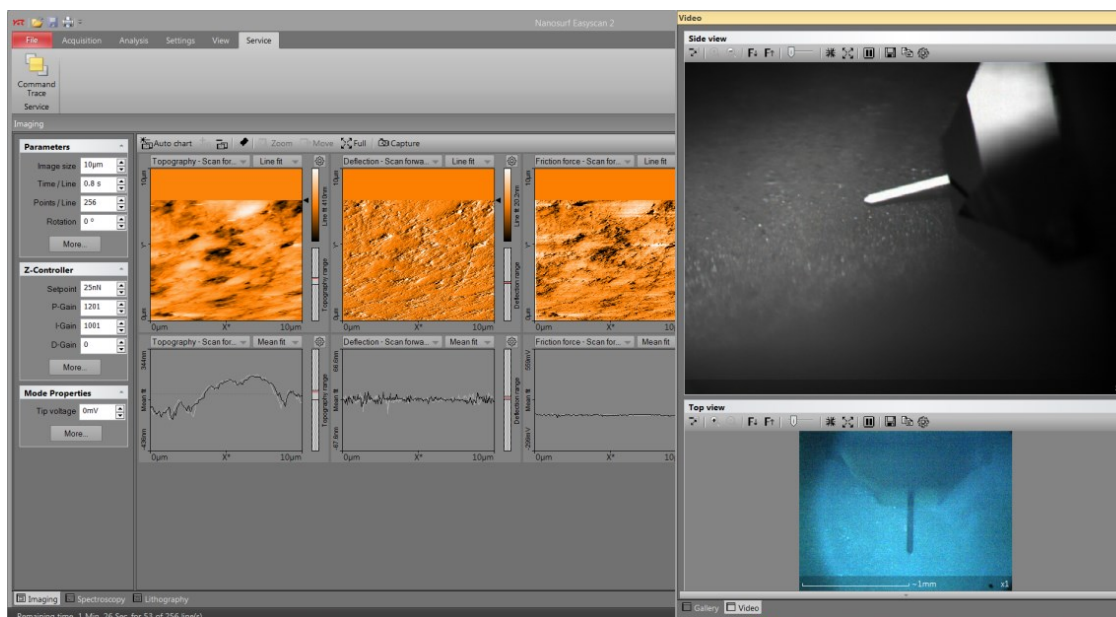


Figura 22 - Aquisição de dados pelo AFM (EasyScan2 Flex AFM; Nanosurf AG, Suíça)

Os dados foram recolhidos com o software Nanosurf Easyscan 2V 3.1.1.11 (Nanosurf AG, Suíça) (Figura 22) e exportados para o Microsoft Excel 2016 (Microsoft Corporation, EUA). Para analisar as imagens obtidas utilizou-se o programa WSxM versão 4.0. (WSxM solutions, Madrid, Espanha) (Figura 23).

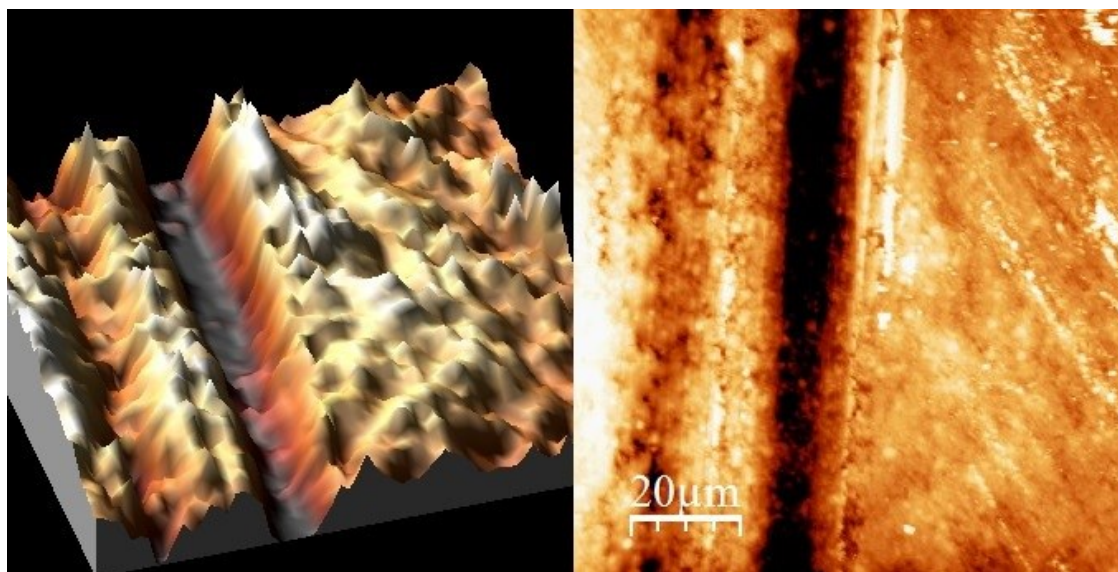


Figura 23 - Renderização de uma pista de desgaste em 3D e 2D pelo programa WSxM (WSxM solutions, Espanha)

6.4. Análise Estatística

Os dados foram introduzidos no software IBM SPSS Statistics - versão 20.0. A análise estatística utilizou os testes one-way ANOVA com Tukey HSD Post Hoc, Welsh ANOVA com Games-Howell Post Hoc, e independent samples t-test, com um intervalo de confiança a 95%.

IV. RESULTADOS

Os dados foram inseridos no software IBM SPSS Statistics - versão 20.0 e apresentaram uma distribuição normal. Não se verificou a presença de *outliers*, permitindo desta forma a utilização de testes paramétricos – teste T para amostras independentes. Foi utilizado um teste de Levene para verificar a igualdade de variâncias.

1. Microdureza de *Vickers*

Os resultados da dureza de *Vickers* (HV), ao fim de 24h ou 7 dias, são apresentados na Tabela 4 e na Figura 24 (média \pm desvio padrão).

Às 24h, o maior valor foi observado no grupo 1 e o menor no grupo 2. Aos 7 dias, o valor *Vickers* mais alto foi novamente observado no grupo 1 e o mais baixo no grupo 2. Entre as duas medições (24h e 7 dias), houve diferenças estatisticamente significativas no grupo 2 ($p < 0,05$). Comparando os dois grupos (1 e 2), em ambos os tempos (24h e 7 dias), houve diferenças estatisticamente significativas ($p < 0,05$).

Tabela 4 - Dureza de Vickers (DV) (média \pm desvio padrão)

Grupos	Tempo		P
	24 horas	7 dias	
G1	456 \pm 35	459 \pm 34	p=0,766 ^(a)
G2	419 \pm 26	369 \pm 33	p<0,05 ^(a) (*)
P	p=0,002 ^(a) (*)	p<0,05 ^(a) (*)	

(a) Teste t-Student para amostras independentes

(*) identifica uma diferença estatisticamente significativa para um intervalo de confiança a 95%

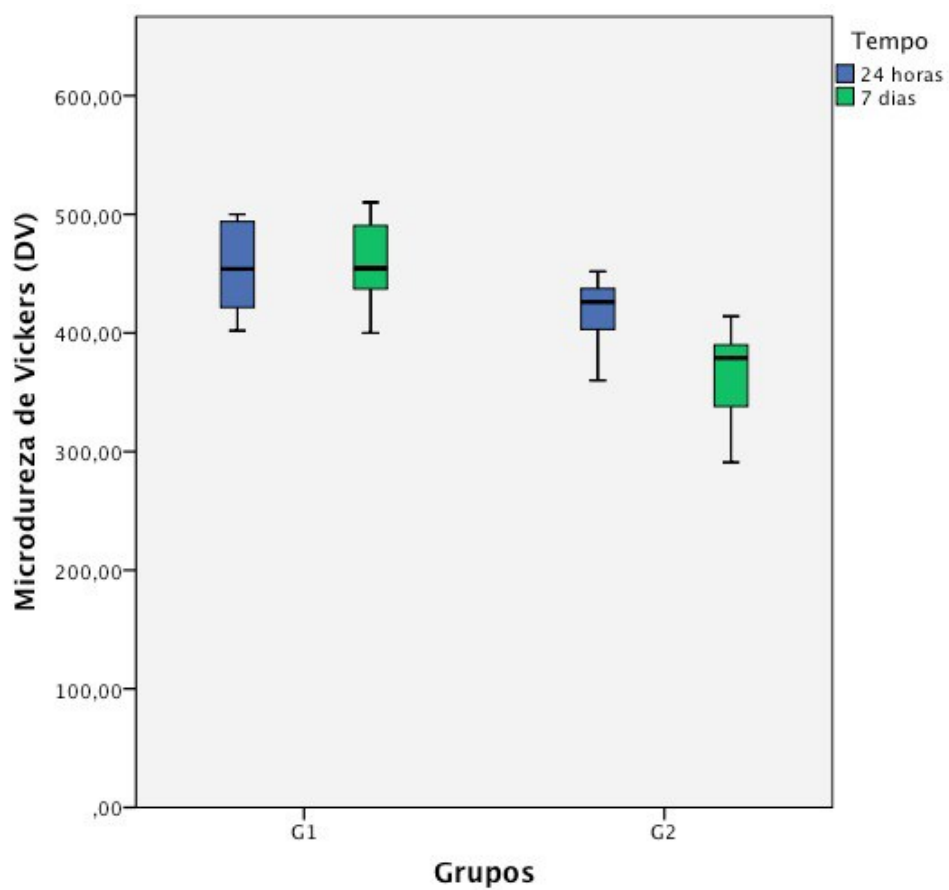


Figura 24 - Microdureza de Vickers

2. Coeficiente de Atrito

Os resultados do coeficiente de atrito (μ), ao fim de 24h ou 7 dias, estão apresentados na Tabela 5 e na Figura 25 (média \pm desvio padrão).

Às 24h, o maior valor foi observado no grupo 2 e o menor no grupo 1. Aos 7 dias, o valor mais alto foi novamente observado no grupo 1 e o mais baixo no grupo 2. Entre as duas medições (24h e 7 dias), houve diferenças estatisticamente significativas em ambos os grupos ($p < 0,05$). Comparando os dois grupos (1 e 2), houve diferenças estatisticamente significativas apenas nos 7 dias ($p < 0,05$).

Tabela 5 - Coeficiente de atrito (μ) (média \pm desvio padrão)

Grupos	Tempo		<i>P</i>
	24 horas	7 dias	
G1	0,16 \pm 0,01	0,12 \pm 0,02	$p < 0,05^{(a)}$ (*)
G2	0,17 \pm 0,02	0,14 \pm 0,02	$p = 0,001^{(a)}$ (*)
<i>P</i>	$p = 0,106^{(a)}$	$p = 0,003^{(a)}$ (*)	

(a) Teste t-Student para amostras independentes

(*) identifica uma diferença estatisticamente significativa para um intervalo de confiança a 95%

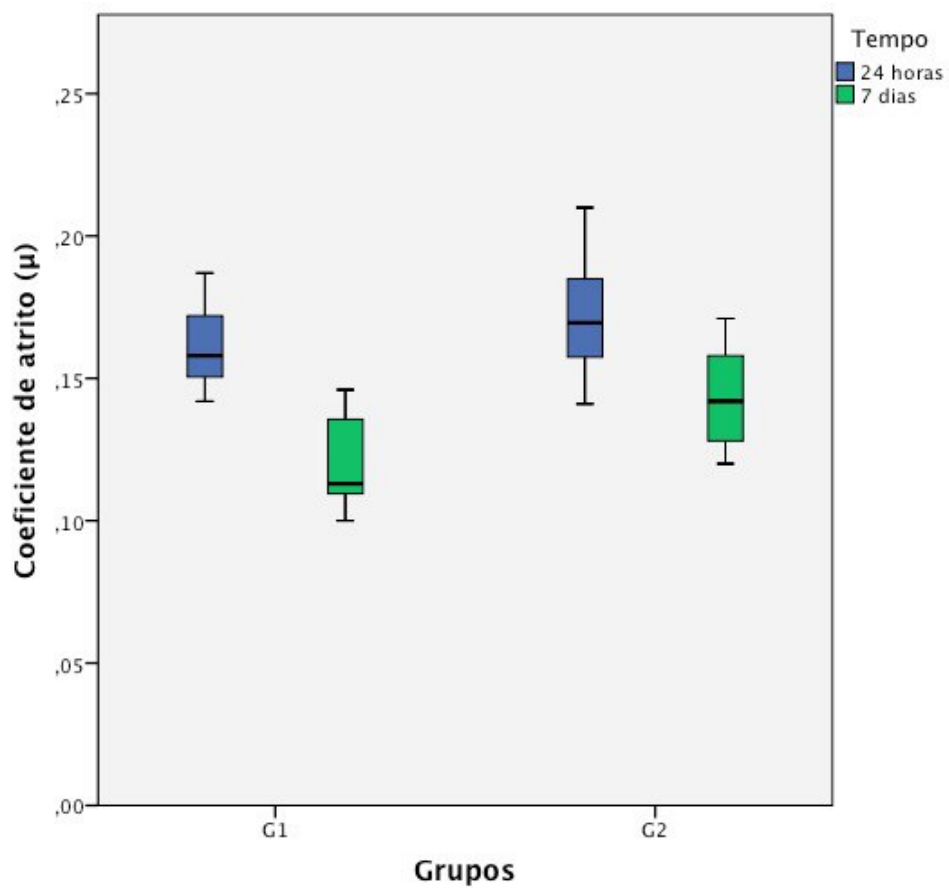


Figura 25 - Coeficiente de atrito

3. Rugosidade

Os resultados da rugosidade de superfície (R_a), analisada dentro e fora das pistas de desgaste, ao fim de 24h ou 7 dias, são apresentados na Tabela 6 e na Figura 26 (média \pm desvio padrão).

3.1. Rugosidade Fora das Pistas de Desgaste

Às 24h, o maior valor foi observado no grupo 2, e o menor no grupo 1. Aos 7 dias, o valor mais alto foi novamente observado no grupo 2 e o mais baixo no grupo 1. Entre as duas medições (24h e 7 dias), não houve diferenças estatisticamente significativas. No entanto, comparando os dois grupos (1 e 2), em ambos os tempos (24h e 7 dias), houve diferenças estatisticamente significativas ($p < 0,05$).

3.2. Rugosidade Dentro das Pistas de Desgaste

Às 24h, o maior valor foi observado no grupo 1, e o menor no grupo 2. Aos 7 dias, o valor mais alto foi observado no grupo 2 e o mais baixo no grupo 1. Entre as duas medições (24h e 7 dias), houve diferenças estatisticamente significativas no grupo 1. Comparando os dois grupos (1 e 2), em ambos os tempos (24h e 7 dias), não houve diferenças estatisticamente significativas ($p < 0,05$).

Tabela 6 - Rugosidade (μm) (média \pm desvio padrão)

	Fora da pista			Dentro da pista		
	Tempo		P	Tempo		P
	24 horas	7 dias		24 horas	7 dias	
G1	33 \pm 4	29 \pm 5	p=0,114 (a)	31 \pm 5	21 \pm 9	p=0,012 (a) (*)
G2	45 \pm 10	37 \pm 3 (a)	p=0,063 (a)	29 \pm 7	24 \pm 6	p=0,185 (a)
P	p=0,009 (a) (*)	p=0,001(a) (*)		p=0,418 (a)	p=0,388 (a)	

(a) Teste t-Student para amostras independentes

(*) identifica uma diferença estatisticamente significativa para um intervalo de confiança a 95%

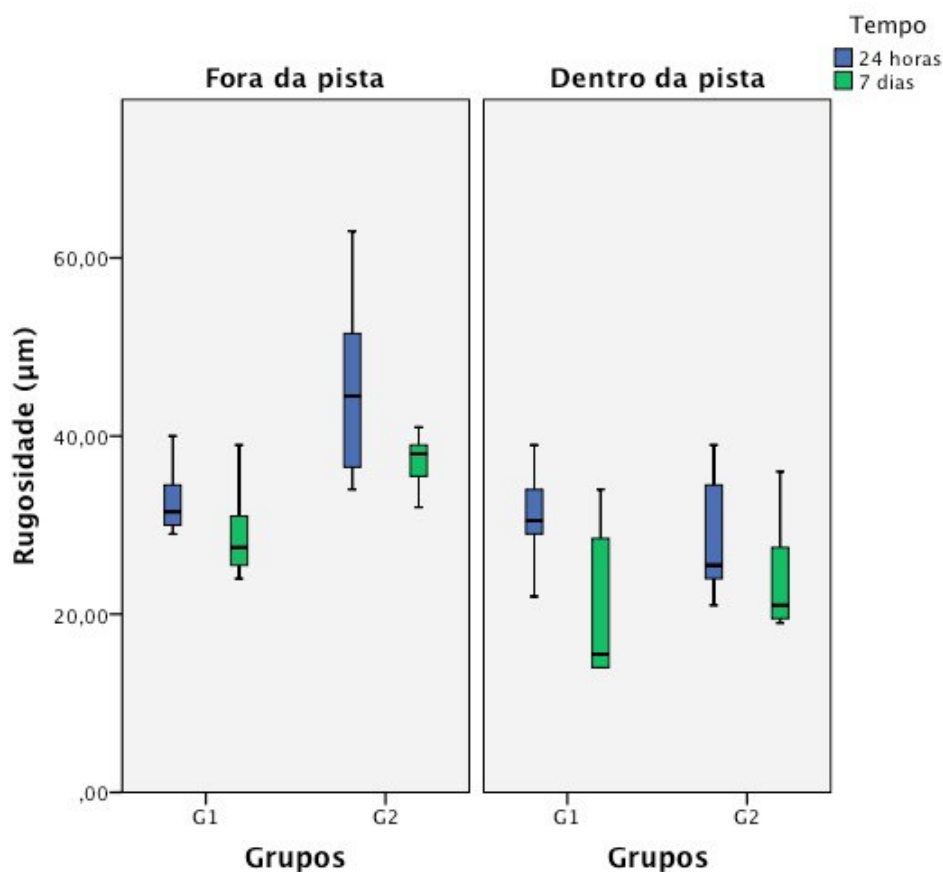


Figura 26 - Rugosidade de superfície

V. DISCUSSÃO

O refluxo gastroesofágico, como foi já referido, é a causa intrínseca mais frequente da erosão dentária (Staufenbiel, Adam, Deac, Geurtsen, & Günay, 2015). Quando a perda de estrutura dentária é severa, o médico-dentista recorre a tratamentos reabilitadores, utilizando para esse efeito materiais biomiméticos, como a cerâmica e resinas compostas (Barron, Carmichael, Marcon, & Sándor, 2003). Torna-se relevante perceber o efeito do ácido proveniente do refluxo sobre os diferentes materiais restauradores, não só porque estes são utilizados na correção de lesões erosivas, mas também porque podem estar presentes na cavidade oral por outro motivo.

Nesse sentido, o objetivo deste estudo foi avaliar o efeito da exposição contínua ao conteúdo do refluxo (HCl) sobre a superfície de um material restaurador, uma resina composta.

Os ácidos, como o HCl, são capazes de modificar as propriedades físicas e mecânicas das resinas compostas. Múltiplos estudos indicam que, após a exposição da resina a um meio ácido, há uma degradação da sua matriz polimérica e/ou do agente de ligação, com a consequente perda de partículas de carga inorgânica (Briso et al., 2011; Correr et al., 2012; Kukiattrakoon, Hengtrakool, & Kedjarune-Leggat, 2011; Münchow et al., 2014; Valinoti, Neves, da Silva, & Maia, 2008). A desintegração superficial das resinas compostas, a longo prazo, aumenta o desgaste e a retenção de placa bacteriana, reduzindo, consequentemente, a vida clínica da restauração e aumentando potencialmente o risco de cárie secundária (Söderholm, Zigan, Ragan, Fischlschweiger, & Bergman, 1984; Valinoti et al., 2008; Witte, Maeyer, & Verbeeck, 2003).

Como solução teste, na qual as amostras de resina composta foram submersas, utilizou-se HCl a uma concentração de 0,06M e pH 1.4; soluções com as mesmas características foram utilizadas por Cheung, Zid, Hunt, & McIntyre, (2005) e Jones, Lekkas, Hunt, McIntyre, & Rafir, (2002), de forma a simular o ataque ácido ao qual a resina composta está submetida em pacientes com DRGE.

Como solução controlo utilizou-se saliva artificial (pH = 6.3), com o objetivo de simular o ambiente existente na cavidade oral. No entanto, estudos semelhantes, nomeadamente

o de Hashemikamangar, Pourhashemi, Talebi, Kiomarsi, & Kharazifard, (2015), utilizaram água destilada (pH=7).

Como material restaurador, foi utilizada uma resina composta; esta opção relaciona-se com o facto das resinas compostas serem atualmente o material restaurador mais utilizado (Demarco, Correa, Cenci, Moraes, & Opdam, 2011; Ferracane, 2011). Utilizou-se uma resina composta microhíbrida (Filtek™ Z250; 3M ESPE, Alemanha), um tipo de resinas que tem sido utilizada por diversos investigadores em estudos similares, como o de Münchow et al. (2014), Hashemikamangar et al. (2015), Honório et al. (2008) e Erdemir, Yildiz, Eren, & Ozel (2013).

De referir, no entanto, que a presente investigação não reproduz fielmente o ambiente oral de pacientes com DRGE; para tal, seria importante controlar *in vitro* uma série de outras variáveis que se encontram presentes na realidade *in vivo* de pacientes com DRGE, e que afetam o grau de erosão, como a temperatura, a frequência e a duração dos episódios de refluxo, e a concentração do ácido (Shellis, Finke, Eisenburger, Parker, & Addy, 2005). Outros fatores, como a higiene oral do paciente, o fluxo salivar, a composição, constituição e espessura da placa bacteriana podem também apresentar influência (Daibs, da Silva, da Rocha, Júnior, & Rodrigues, 2012). A saliva, a título de exemplo, tem capacidade de diminuir e neutralizar a solução ácida (Soares, Lima, de Souza Vieira, do Espírito Santo, & Martin, 2012).

No que concerne aos resultados obtidos nos testes de microdureza de *Vickers*, verificou-se no presente estudo uma diminuição significativa ($p<0,05$), das 24h para os 7 dias, no grupo em que houve imersão em HCl (Tabela 4).

Num estudo de Daibs et al., (2012) resultados semelhantes foram obtidos relativamente à dureza. Esse estudo avaliou a rugosidade de superfície e microdureza de cinco diferentes materiais restauradores, antes e após serem submetidos a uma imersão em HCl durante sete dias. Aos sete dias, verificou-se uma diminuição da microdureza da resina composta. Sugere esse estudo, bem como o de Wongkhantee, Patanapiradej, Maneenut, & Tantbirojn, (2006) que a redução da microdureza após imersão em ácido se deve à hidrólise dos monómeros Bis-GMA, Bis-EMA, UDMA e TEGMA (Daibs et al., 2012; Wongkhantee et al., 2006).

Um outro estudo Khan, Siddiqui, Al-Kheraif, Zahid, & Divakar, (2015) suporta também este resultado. Nesse estudo avaliou-se o efeito de soluções com diferentes pH (sumo de laranja, pH=3.5; leite, pH=6.0 e coca-cola, pH=2.7) na microdureza e topografia de resinas compostas nanoparticuladas. Aos 14 dias de imersão das amostras nas diferentes soluções, verificou-se que o sumo de laranja e a coca-cola tiveram um forte efeito sobre a deterioração da resina, diminuindo a sua microdureza.

Ainda relativamente aos resultados obtidos no presente estudo, também a comparação da imersão em HCl versus saliva artificial, às 24h e aos 7 dias, comprova o papel do HCl sobre a microdureza das resinas compostas. Há diferenças significativas às 24h ($p=0,002$), entre o grupo submerso em saliva artificial (456 ± 35) e submerso em HCl (419 ± 26); e aos 7 dias ($p<0,05$), entre o grupo submerso em saliva artificial (459 ± 34) e o submerso em HCl (369 ± 33) (Tabela 4).

Nos estudos de Daibs, et. al. (2012) e (Khan et al., 2015), a acompanhar uma diminuição da microdureza da resina composta, verificou-se um aumento da rugosidade de superfície. De facto, na maioria dos estudos, a diminuição da microdureza está associada a um aumento da rugosidade de superfície, devido às alterações topográficas causadas pela solução ácida (Roque et al., 2015; Valinoti et al., 2008), o que não aconteceu no presente estudo. No presente estudo, verificou-se ao longo do tempo uma diminuição da rugosidade de superfície em ambos os grupos, fora das pistas e dentro das pistas de desgaste; no entanto, essa diminuição da rugosidade de superfície só foi estatisticamente significativa ($p=0,012$) no grupo controlo, dentro das pistas (Tabela 6).

Cilli, Pereira, & Prakki, (2012) obtiveram resultados semelhantes para a rugosidade. Na sua investigação, foram utilizadas diferentes resinas (resinas com partículas de carga inorgânica e resinas sem partículas), cuja microdureza e rugosidade foi avaliada após imersão em soluções com diferentes pH (1.0; 6.9; 13.0), aos 0, 3, 7 e 14 dias. Concluíram que a um pH de 1.0 e 6.9, ácido e neutro, não há variação na microdureza e rugosidade das resinas particuladas; por outro lado, verificava-se uma diminuição da microdureza e aumento da rugosidade quando as resinas particuladas eram submetidas a imersão numa solução de pH=13.0. Esse estudo demonstra a variedade de resultados possíveis de encontrar.

Os resultados de Roque et al., (2015) contradizem os resultados do presente estudo. Roque et al., (2015) avaliaram a rugosidade de superfície de amostras de diferentes compósitos (microhíbrido, nanohíbrido e nanoparticulado) após episódios de exposição a HCl. Cada grupo de compósito foi igualmente imerso em HCl durante um minuto, quatro vezes por dia, durante sete dias, e entre cada imersão em HCl, as amostras foram armazenadas em saliva artificial. Ademais, foi também considerado o efeito abrasivo da escovagem, submetendo-se depois cada amostra a 50 minutos de escovagem. Essa investigação concluiu que o ácido clorídrico aumentou a rugosidade de superfície (resina microhíbrida > nanoparticulada > nanohíbrida) da resina composta submetida à escovagem face aos grupos controle, exclusivamente imersos em saliva.

A rugosidade de superfície é um fator relevante em relação à adesão inicial das bactérias e, consequentemente, à acumulação de placa bacteriana (Aykent et al., 2010; Gharechahi, Moosavi, & Forghani, 2012). Yuan et al., (2016) estudaram o efeito das propriedades da superfície em vários polímeros, incluindo resinas compostas, na adesão precoce de *S. mutans* e concluíram que a adesão bacteriana precoce é principalmente afetada pela rugosidade da superfície (Yuan et al., 2016). Uma restauração áspera promove a adesão do biofilme à superfície da restauração e à interface dente/restauração (Aykent et al., 2010; Carlén, Nikdel, Wennerberg, Holmberg, & Olsson, 2001). De acordo com Gharechahi et al., (2012), os biofilmes em resinas compostas causam uma deterioração da superfície e, consequentemente, promovem a formação de mais biofilmes; um processo cíclico é iniciado, que pode conduzir à falha do tratamento restaurador (Gharechahi et al., 2012).

No que diz respeito ao coeficiente de atrito, verificou-se uma diminuição estatisticamente significativa ($p=0,001$) do coeficiente de atrito no grupo em que houve imersão em HCl, das 24h para os 7 dias, à semelhança do que ocorreu no grupo controle. Até ao momento não existem estudos que relacionem o efeito da imersão em ácido clorídrico sobre o coeficiente de atrito de resinas compostas. No entanto, pode-se especular que esta diminuição ocorreu como resultado da diminuição da rugosidade de superfície, já falada acima.

VI. CONCLUSÕES

Neste estudo *in vitro*, analisando os resultados obtidos, conclui-se que a microdureza diminuiu significativamente ($p < 0,05$) entre as 24 horas e os 7 dias. Relativamente ao coeficiente de atrito, conclui-se que este diminuiu significativamente entre as 24 horas e os 7 dias. Em relação à rugosidade de superfície, não houve alterações estatisticamente significativas da resina composta quando exposta ao ácido clorídrico, entre as 24 horas e os 7 dias.

Deste modo, rejeita-se a hipótese nula, e aceita-se a hipótese alternativa: o ácido clorídrico provoca alterações na superfície da resina composta ao longo do tempo.

Perspetivas Futuras

Futuramente deverão ser efetuados mais estudos, como:

- Testes similares *in vitro* para analisar o efeito de soluções ácidas no coeficiente de atrito das resinas, com recurso ao Nanotribómetro;
- Testes similares *in vitro* que estudem o coeficiente de atrito em resinas submetidas ao efeito de soluções ácidas, com lubrificação artificial durante o teste para simular o efeito da saliva, e obter um efeito mais próximo das condições da cavidade oral;
- Testes similares *in vitro*, com a conjugação do Nanotribómetro e do AFM, para determinar as diferenças de rugosidade que se verificam dentro e fora das pistas de materiais submetidos a soluções acídicas;
- Testes similares *in vitro* que estudem o efeito de substâncias alcalinas nos materiais dentários;
- Testes *in vivo* para confirmar os resultados obtidos nos estudos *in vitro*, que nunca conseguem simular totalmente os fatores envolvidos na cavidade oral.

VIII. BIBLIOGRAFIA

- Anusavice, K., Shen, C., & Rawls, H. R. (2013). *Phillips' Science of Dental Materials* (12.^a ed.). Saunders.
- Aykent, F., Yondem, I., Ozyesil, A. G., Gunal, S. K., Avunduk, M. C., & Ozkan, S. (2010). Effect of different finishing techniques for restorative materials on surface roughness and bacterial adhesion. *The Journal of Prosthetic Dentistry*, 103(4), 221–227. [https://doi.org/10.1016/S0022-3913\(10\)60034-0](https://doi.org/10.1016/S0022-3913(10)60034-0)
- Barron, R. P., Carmichael, R. P., Marcon, M. A., & Sándor, G. K. B. (2003). Dental erosion in gastroesophageal reflux disease. *Journal (Canadian Dental Association)*, 69(2), 84–9. <https://doi.org/10.1038/sj.bdj.4808795>
- Berstad, A., & Hatlebakk, J. G. (1995). The Predictive Value of Symptoms in Gastroesophageal Reflux Disease. *Scandinavian Journal of Gastroenterology*, 30(Sup211), 1–4. <https://doi.org/10.3109/00365529509090284>
- Bhushan, B. (2011). *Nanotribology and Nanomechanics II*. (B. Bhushan, Ed.) (3.^a ed.). Springer.
- Boeckxstaens, G. E. E. (2007). Review article: the pathophysiology of gastroesophageal reflux disease, (April), 149–160. <https://doi.org/10.1111/j.1365-2036.2007.03372.x>
- Botta, A. C., Duarte, S., Filho, P. I. P., & Gheno, S. M. (2008). Effect of Dental Finishing Instruments on the Surface Roughness of Composite Resins as Elucidated by Atomic Force Microscopy, 380–386. <https://doi.org/10.1017/S1431927608080768>
- Briso, A., Caruzo, L., Guedes, A., Catelan, A., Santos, P. dos, Mickenautsch, S., & Yengopal, V. (2011). In Vitro Evaluation of Surface Roughness and Microhardness of Restorative Materials Submitted to Erosive Challenges. *PLoS ONE*, 11(4), 1–19. <https://doi.org/10.2341/10-356-L>
- Carlén, A., Nikdel, K., Wennerberg, A., Holmberg, K., & Olsson, J. (2001). Surface characteristics and in vitro biofilm formation on glass ionomer and composite resin. *Biomaterials*, 22(5), 481–487. [https://doi.org/10.1016/S0142-9612\(00\)00204-0](https://doi.org/10.1016/S0142-9612(00)00204-0)

- Chang, M., Dennison, J., & Yaman, P. (2013). Physical Property Evaluation of Four Composite Materials. *Operative Dentistry*, 38(5). <https://doi.org/10.2341/12-203-L>
- Cheung, A., Zid, Z., Hunt, D., & McIntyre, J. (2005). The potential for dental plaque to protect against erosion using an in vivo-in vitro model – A pilot study, (4), 228–234.
- Chuenarrom, C., Benjakul, P., & Daosodsai, P. (2009). Effect of Indentation Load and Time on Knoop and Vickers Microhardness Tests for Enamel and Dentin. *Materials Research*, 12(4), 473–476.
- Cilli, R., Pereira, J. C., & Prakki, A. (2012). Properties of dental resins submitted to pH catalysed hydrolysis. *Journal of Dentistry*, 40(12), 1144–1150. <https://doi.org/10.1016/j.jdent.2012.09.012>
- Correr, G. M., Bruschi Alonso, R. C., Baratto-Filho, F., Correr-Sobrinho, L., Sinhoreti, M. A. C., & Puppim-Rontani, R. M. (2012). In vitro long-term degradation of aesthetic restorative materials in food-simulating media. *Acta odontologica Scandinavica*, 70(2), 101–8. <https://doi.org/10.3109/00016357.2011.600701>
- Daibs, B. D. P., da Silva, J. M. F., da Rocha, D. M., Júnior, V. V. B. fernandes, & Rodrigues, J. R. (2012). Microstructural analysis of restorative materials submitted to acid exposure. *Brazilian dental science*, 15(1), 19–26. <https://doi.org/10.14295/bds.2012.v15i1.710>
- Demarco, F., Correa, M., Cenci, M., Moraes, R. R., & Opdam, N. J. M. (2011). Longevity of posterior composite restorations: Not only a matter of materials. *Dental Materials*, 28(1), 87–101. <https://doi.org/10.1016/j.dental.2011.09.003>
- Diener, U., Patti, M. G., Molena, D., Fisichella, P. M., & Way, L. W. (2001). Esophageal Dysmotility Reflux Disease and Gastroesophageal. *Journal of Gastrointestinal Surgery*, 5(3), 260–265. [https://doi.org/10.1016/S1091-255X\(01\)80046-9](https://doi.org/10.1016/S1091-255X(01)80046-9)
- El-Serag, H. B., Gilger, M., Kuebel, M., & Rabeneck, L. (2001). Extraesophageal Associations of Gastroesophageal Reflux Disease in Children Without Neurologic Defects. *Gastroenterology*, 121(6), 1294–1299. <https://doi.org/10.1053/gast.2001.29545>

- El-Serag, H. B., & Sonnenberg, A. (1997). Associations between different forms of gastro-oesophageal reflux disease. *Gut*, 41, 594–599.
- El-Serag, H. B., Sweet, S., Winchester, C. C., & Dent, J. (2014). Update on the epidemiology of gastro-oesophageal reflux disease: a systematic review. *Gut*, 63(6), 871–880. <https://doi.org/10.1136/gutjnl-2012-304269>
- Erdemir, U., Yildiz, E., Eren, M. M., & Ozel, S. (2013). Surface hardness evaluation of different composite resins materials: influence of sports and energy drinks immersion after a short-term period. *Journal of Applied Oral Science*, 21(2), 124–131. <https://doi.org/10.1590/1678-7757201302185>
- Eusebi, L. H., Ratnakumaran, R., Yuan, Y., Solaymani-dodaran, M., Bazzoli, F., & Ford, A. C. (2017). Global prevalence of , and risk factors for , gastro-oesophageal re fl ux symptoms : a meta-analysis, 1–11. <https://doi.org/10.1136/gutjnl-2016-313589>
- Ferracane, J. L. (2011). Resin composite - State of the art. *Dental Materials*, 27(1), 29–38. <https://doi.org/10.1016/j.dental.2010.10.020>
- García, A. H., Angel, M., Lozano, M., Vila, J. C., Escribano, A. B., Galve, P. F., ... García, H. (2006). Composite resins . A review of the materials and clinical indications, 215–220.
- García, J. C. D. M. (1999). La contracción de polimerización de los materiales restauradores a base de resinas compuestas Polymerization contraction of composite resin restorative ma terials. *Odontologia Conservadora*, 2(1), 24–35.
- Gharechahi, M., Moosavi, H., & Forghani, M. (2012). Effect of Surface Roughness and Materials Composition. *Journal of Biomaterials and Nanobiotechnology*, 3(4), 541–546. <https://doi.org/10.4236/jbnb.2012.324056>
- Goldman-Cecil. (2016). *Medicine* (25.^a ed.). Elsevier.
- Goldstein, R. E. (2002). Sistemas adhesivos de los composites. *Odontologia estética*, 1, 289–352.
- HashemiKamangar, S. S., Ghavam, M., Mirkhezri, Z., & Karazifard, M. J. (2015). Comparison of the Effects of Two Different Drinks on Microhardness of a Silorane-

- based Composite Resin. *Journal of dentistry (Shīrāz, Iran)*, 16(3 Suppl), 260–6.
- Obtido de <http://www.pubmedcentral.nih.gov/articlerender.fcgi?artid=4623831&tool=pmcentrez&rendertype=abstract>
- Hashemikamangar, S. S., Pourhashemi, S. J., Talebi, M., Kiomarsi, N., & Kharazifard, M. J. (2015). Effect of organic acids in dental biofilm on microhardness of a silorane-based composite. *Restorative dentistry & endodontics*, 40(3), 188–194. <https://doi.org/10.5395/rde.2015.40.3.188>
- Heading, R. C., Mönnikes, H., Tholen, A., & Schmitt, H. (2011). Prediction of response to PPI therapy and factors influencing treatment outcome in patients with GORD : a prospective pragmatic trial using pantoprazole. <https://doi.org/10.1186/1471-230X-11-52>
- Heravi, F., Moayed, M. H., & Mokhber, N. (2015). Effect of Fluoride on Nickel-Titanium and Stainless Steel Orthodontic Archwires : An In-Vitro Study, 49–59.
- Herbella, F. A., & Patti, M. G. (2010). Gastroesophageal reflux disease: From pathophysiology to treatment. *World Journal of Gastroenterology*, 16(30), 3745–3749. <https://doi.org/10.3748/wjg.v16.i30.3745>
- Hofstetter, W. L., Peters, J. H., Demeester, T. R., Hagen, J. A., Demeester, S. R., Crookes, P. F., ... Bremner, C. G. (2001). Long-Term Outcome of Antireflux Surgery in Patients With Barrett ' s Esophagus. *Annals of Surgery*, 234(4), 532–539.
- Holter, D., Frey, H., & Mulhaupt, R. (1997). Branched bismethacrylates based on Bis-GMA. A systematic route to low shrinkage composites. *Polymer Preprints*, 38, 84–85.
- Honório, H. M., Rios, D., Francisconi, L. F., Magalhães, A. C., MacHado, M. A. A. M., & Buzalaf, M. A. R. (2008). Effect of prolonged erosive pH cycling on different restorative materials. *Journal of Oral Rehabilitation*, 35(12), 947–953. <https://doi.org/10.1111/j.1365-2842.2008.01856.x>
- Jens Jorgan Pindborg. (1995). *Atlas of Diseases of the Oral Mucosa* (%th). Wiley-Blackwell.

- Jones, L., Lekkas, D., Hunt, D., McIntyre, J., & Rafir, W. (2002). Studies on dental erosion: An in vivo-in vitro model of endogenous dental erosion-its application to testing protection b flouride gel application. *Australian Dental Journal*, 47(4), 304–308. <https://doi.org/10.1111/j.1834-7819.2002.tb00542.x>
- Jost, H. P. (1990). Tribology — Origin and future. *Wear*, 136(1), 1–17. [https://doi.org/10.1016/0043-1648\(90\)90068-L](https://doi.org/10.1016/0043-1648(90)90068-L)
- Kahrilas, P., Shaheen, N., & Vaezi, M. (2008). American Gastroenterological Association Medical Position Statement on the Management of Gastroesophageal Reflux Disease. *Gastroenterology*, 135, 1383–1391. <https://doi.org/10.1053/j.gastro.2008.08.045>
- Kakaboura, A., Fragouli, M., Rahiotis, C., & Silikas, N. (2007). Evaluation of surface characteristics of dental composites using profilometry, scanning electron, atomic force microscopy and gloss-meter. *Journal of Materials Science: Materials in Medicine*, 18(1), 155–163. <https://doi.org/10.1007/s10856-006-0675-8>
- Khan, A. A., Siddiqui, A. Z., Al-Kheraif, A. A., Zahid, A., & Divakar, D. D. (2015). Effect of different pH solvents on micro-hardness and surface topography of dental nano-composite: An in vitro analysis. *Pakistan Journal of Medical Sciences*, 31(4), 854–859. <https://doi.org/10.12669/pjms.314.7517>
- Klauser, A. G., Schindlbeck, N. E., & Muller-Lissner, S. A. (1990). Symptoms in gastro-oesophageal reflux disease. *Lancet*, 335(8683), 205–208. [https://doi.org/10.1016/0140-6736\(90\)90287-F](https://doi.org/10.1016/0140-6736(90)90287-F)
- Knutson, K. J., & Berzins, D. W. (2012). Corrosion of orthodontic temporary anchorage devices, 1–7. <https://doi.org/10.1093/ejo/cjs027>
- Kroch, D. A., & Madanick, R. D. (2017). Medical Treatment of Gastroesophageal Reflux Disease. *World Journal of Surgery*, 41(7), 1678–1684. <https://doi.org/10.1007/s00268-017-3954-2>
- Kukiattrakoon, B., Hengtrakool, C., & Kedjarune-Leggat, U. (2011). Effect of acidic agents on surface roughness of dental ceramics. *Dental research journal*, 8(1), 6–15.

<http://www.pubmedcentral.nih.gov/articlerender.fcgi?artid=3177383&tool=pmcentrez&rendertype=abstract>

- Labella, R., Lambrechts, P., Meerbeek, B. Van, & Vanherle, G. (1999). Polymerization shrinkage and elasticity of flowable composites and filled adhesives, *15*, 128–137.
- Lazarchik, D. a, & Filler, S. J. (2000). Dental erosion: predominant oral lesion in gastroesophageal reflux disease. *The American journal of gastroenterology*, *95*(8 Suppl), S33-8. [https://doi.org/http://dx.doi.org/10.1016/S0002-9270\(00\)01076-5](https://doi.org/http://dx.doi.org/10.1016/S0002-9270(00)01076-5)
- Lo Russo, L., Campisi, G., Di Fede, O., Di Liberto, C., Panzarella, V., & Lo Muzio, L. (2008). Oral manifestations of eating disorders: A critical review. *Oral Diseases*, *14*(6), 479–484. <https://doi.org/10.1111/j.1601-0825.2007.01422.x>
- Marsicano, J. a, de Moura-Grec, P. G., Bonato, R. C. S., Sales-Peres, M. D. C., Sales-Peres, A., & Sales-Peres, S. H. D. C. (2013). Gastroesophageal reflux, dental erosion, and halitosis in epidemiological surveys: a systematic review. *European journal of gastroenterology & hepatology*, *25*(2), 135–41. <https://doi.org/10.1097/MEG.0b013e32835ae8f7>
- Menezes, M. A., & Herbella, F. A. M. (2017). Pathophysiology of Gastroesophageal Reflux Disease. *World Journal of Surgery*, *41*(7), 1666–1671. <https://doi.org/10.1007/s00268-017-3952-4>
- Miwa, H., Kondo, T., & Oshima, T. (2016). Gastroesophageal reflux disease-related and functional heartburn: pathophysiology and treatment, *32*(4), 344–352. <https://doi.org/10.1097/MOG.0000000000000282>
- Münchow, E. A., Ferreira, A. C. A., Machado, R. M. M., Ramos, T. S., Rodrigues-Junior, S. A., & Zanchi, C. H. (2014). Effect of Acidic Solutions on the Surface Degradation of a Micro-Hybrid Composite Resin. *Brazilian Dental Journal*, *25*(4), 321–326. <https://doi.org/10.1590/0103-6440201300058>
- Peumans, M., Van Meerbeek, B., Lambrechts, P. and Vanherle, G. (1997). The 5-year clinical performance of direct composite additions to correct tooth form and position. II. Marginal qualities. *Clinical oral investigations*, *1*(1), 19–26. <https://doi.org/10.1007/s007840050004>

- Reston, E. G., Closs, L. Q., Luiz, A., & Busato, S. (2010). Restoration of Occlusal Vertical Dimension in Dental Erosion Caused by Gastroesophageal Reflux :, 125–129. <https://doi.org/10.2341/09-110T>
- Roque, A. C. C., Bohner, L. O. L., de Godoi, A. P. T., Colucci, V., Corona, S. A. M., & Catirse, A. B. C. E. B. (2015). Surface roughness of composite resins subjected to hydrochloric acid. *Brazilian Dental Journal*, 26(3), 268–271. <https://doi.org/10.1590/0103-6440201300271>
- Shellis, R. P., Finke, M., Eisenburger, M., Parker, D. M., & Addy, M. (2005). Relationship between enamel erosion and liquid flow rate. *European Journal of Oral Sciences*, 113(3), 232–238. <https://doi.org/10.1111/j.1600-0722.2005.00210.x>
- Sideridou, I. D., & Karabela, M. M. (2011). Sorption of water, ethanol or ethanol/water solutions by light-cured dental dimethacrylate resins. *Dental Materials*, 27(10), 1003–1010. <https://doi.org/10.1016/j.dental.2011.06.007>
- Sigterman, K. E., Van Pinxteren, B., Bonis, P. A., Lau, J., & Numans, M. E. (2013). Short-term treatment with proton pump inhibitors , H2- receptor antagonists and prokinetics for gastro-oesophageal reflux disease-like symptoms and endoscopy negative reflux disease (Review) SUMMARY OF FINDINGS FOR THE MAIN COMPARISON. *The Cochrane Library*, (5). <https://doi.org/10.1002/14651858.CD002095.pub5>
- Soares, L. E. S., Lima, L. R., de Souza Vieira, L., do Espírito Santo, A. M., & Martin, A. A. (2012). Erosion effects on chemical composition and morphology of dental materials and root dentin. *Microscopy Research and Technique*, 75(6), 703–710. <https://doi.org/10.1002/jemt.21115>
- Söderholm, K. J., Zigan, M., Ragan, M., Fischlschweiger, W., & Bergman, M. (1984). Hydrolytic degradation of dental composites. *Journal of dental research*, 63(10), 1248–54. <https://doi.org/10.1177/00220345840630101701>
- Sontag, S. J., Connell, S. O., Khandelwal, S., Greenlee, H., Schnell, T., Nemchausky, B., ... Sonnenberg, A. (2003). Asthmatics With Gastroesophageal Reflux : Long Term Results of a Randomized Trial of Medical and Surgical Antireflux Therapies, 98(5). [https://doi.org/10.1016/S0002-9270\(03\)00283-1](https://doi.org/10.1016/S0002-9270(03)00283-1)

- Staufenbiel, I., Adam, K., Deac, A., Geurtsen, W., & Günay, H. (2015). Influence of fruit consumption and fluoride application on the prevalence of caries and erosion in vegetarians—a controlled clinical trial. *European Journal of Clinical Nutrition*, 69(10), 1156–1160. <https://doi.org/10.1038/ejcn.2015.20>
- Stoyanov, P., & Chromik, R. R. (2017). Scaling Effects on Materials Tribology : From Macro to Micro Scale. <https://doi.org/10.3390/ma10050550>
- Vakil, N., Van Zanten, S. V., Kahrilas, P., Dent, J., Jones, R., Bianchi, L. K., & Cesario, K. B. (2006). The Montreal definition and classification of gastroesophageal reflux disease: A global evidence-based consensus. *American Journal of Gastroenterology*, 101(8), 1900–1920. <https://doi.org/10.1111/j.1572-0241.2006.00630.x>
- Valinoti, A. C., Neves, B. G., da Silva, E. M., & Maia, L. C. (2008). Surface degradation of composite resins by acidic medicines and pH-cycling. *Journal of applied oral science : revista FOB*, 16(4), 257–265. <https://doi.org/10.1590/S1678-77572008000400006>
- Wang, L., D’Alpino, P., Lopes, L., & Pereira, J. (2003). MECHANICAL PROPERTIES OF DENTAL RESTORATIVE MATERIALS : RELATIVE CONTRIBUTION OF LABORATORY TESTS. *Journal of Applied Oral Science*, 11(3), 162–167.
- Wang, Q. J., & Chung, Y.-W. (2013). *Encyclopedia of Tribology*.
- Witte, A. M. J. C. De, Maeyer, E. A. P. De, & Verbeeck, R. M. H. (2003). Surface roughening of glass ionomer cements by neutral NaF solutions, 24, 1995–2000. [https://doi.org/10.1016/S0142-9612\(02\)00617-8](https://doi.org/10.1016/S0142-9612(02)00617-8)
- Wongkhantee, S., Patanapiradej, V., Maneenut, C., & Tantbirojn, D. (2006). Effect of acidic food and drinks on surface hardness of enamel, dentine, and tooth-coloured filling materials. *Journal of Dentistry*, 34(3), 214–220. <https://doi.org/10.1016/j.jdent.2005.06.003>
- Xu, H. H. K. (1999). Dental Composite Resins Containing Silica-fused Ceramic Single-crystalline Whiskers with Various Filler Levels. *Journal of Dental Research*, 78(7), 1304–1311. <https://doi.org/10.1177/00220345990780070401>

- Yip, K. H. K., Smales, R. J., & Kaidonis, J. A. (2003). The diagnosis and control of extrinsic acid erosion of tooth substance. *General Dentistry*, 51(4), 350–353.
- Yuan, C., Wang, X., Gao, X., Chen, F., Liang, X., & Li, D. (2016). Effects of surface properties of polymer-based restorative materials on early adhesion of *Streptococcus mutans* in vitro. *Journal of Dentistry*, 54, 33–40. <https://doi.org/10.1016/j.jdent.2016.07.010>
- Zhou, Z. R., & Zheng, J. (2008). Tribology of dental materials: a review. *Journal of Physics D: Applied Physics*, 41(11), 113001. <https://doi.org/10.1088/0022-3727/41/11/113001>
- Zivić, F., Babić, M., Grujović, N., & Mitrović, S. (2010). Tribometry of materials for bioengineering applications. *Tribology in Industry*, 32(1), 25–32.